

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Snímání rozsahu pohybu pacienta s ortotickou pomůckou
Patient's movement with orthotic aid range sensing

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou diplomovou práci vypracovala samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, jejichž úplný seznam je její součástí.

.....
Bc. Libuše Janůšová

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2010

Poděkování

Ráda bych touto cestou vyjádřila svůj vděk Mgr. Petru Tiefenbachovi za vstřícný přístup, odborné vedení a věcné připomínky při zpracování diplomové práce.

Dále bych ráda poděkovala Ing. Lucii Honzíkové, za odbornou spolupráci ve věci ortopedické protetiky a také společnosti ING corporation, spol. s r.o., ortopedické protetice ve Frýdku Místku, která mi poskytla zázemí potřebné pro vznik celé práce.

Mé poděkování patří také mé rodině a blízkým přátelům za pomoc a podporu během studia.

Abstrakt

Cílem této práce je realizace měření pohybu dolní končetiny prostřednictvím akcelerometrů na pacientovi, který využívá ortotickou pomůcku. Následná vizualizace z uložených dat pacienta v prostředí MATLAB, umožňuje zpětné promítnutí průběhů akcelerace, aniž by bylo zapotřebí mít k dispozici kompletní měřicí zařízení nebo k němu určený software.

Možností jak snímat pohyb u končetin je více. Jednou z mnoha variant je využití akcelerometru. Základní měřenou veličinou je zrychlení – jedná se o časovou změnu vektoru rychlosti.

Sestava ZSTAR3 od společnosti Freescale obsahuje USB přijímač a senzorovou desku na které je umístěn akcelerometr, umožňující měření ve třech osách. Přenos dat je uskutečněn bezdrátově, prostřednictvím ZigBee standardu. Díky této technologii je eliminována problematika spojená s kabely a pohybovým omezením.

Sledování měřených veličin na končetině v reálném čase umožňuje software, který je dostupný k sestavě ZSTAR3. Uložení dat získaných při měření rozšiřuje možnosti pro jejich další zpracování a následné vyhodnocení.

Klíčová slova

Pohyb dolní končetiny, ortotická pomůcka, akcelerometr, ZigBee, MATLAB, ZSTAR3.

Abstract

The aim of the thesis is to realize measurement of lower limbs movement of a person using orthotic aid by means of accelerometers. Resulting patient data visualization in MATLAB enables repeated projection of acceleration process without having to keep complete measuring equipment and software at disposal.

There are many possibilities how to scan limbs motion. Using accelerometer is one of many options. The basic measured value is acceleration which is the change in velocity vector over time.

ZSTAR3 set from Freescale company contains USB receiver and sensor board with accelerometer which enables measurement in three axes. Wireless data transfer is done by means of ZigBee standard. This technology eliminates problems with cables and movement limitations.

Displaying the measured values in real time is enabled by software included in ZSTAR3 set. Storing the data gained from measuring extends possibilities for their further processing and evaluation.

Keywords

Lower limbs movement, orthotic aids, accelerometer, ZigBee, MATLAB, ZSTAR3.

Seznam použitých symbolů a zkratek

2D	Dvojměrné zobrazení.
3D	Trojměrné zobrazení.
a	Zrychlení [m.s^{-2}].
AES	Advanced encryption standard, šifrovací standard.
BiCMOS	Kombinace bipolární technologie a CMOS technologie.
Bipolar	Bipolární technologie.
Bluetooth	Bezdrátová komunikační technologie sloužící k bezdrátovému propojení mezi dvěma a více elektronickými zařízeními.
Bqa	Nábojová citlivost.
Bua	Napěťová citlivost.
CCM	CORBA component mode, standard definující základní vlastnosti komponent v prostředí CORBA.
CMOS	Complementary metal oxide semiconductor – výrobní postup procesoru.
CORBA	Standard definující prostředí zjednodušující komunikaci objektově orientovaných programů po síti.
CSMA/CA	Carrier sense multiple access/collision avoidance, metoda přístupu k fyzikálnímu médiumu.
F	Frekvence (též kmitočet) je fyzikální veličina, která udává počet opakování periodického děje za jednotku času.
g	Tíhové zrychlení.
Hz	Základní jednotka frekvence.
I²C	Inter-integrated circuit, počítačová sériová sběrnice.
ISM	Industrial scientific medical, specifikace radiového rozsahu.
LED	Light-emitting diode – elektroluminiscenční dioda – světlo-vyzařující dioda.
LGA	Land grid array, vývody ve tvaru výstupků.
m	Hmotnost [kg].
MAC	Medium access control, úroveň pro potvrzovanou komunikaci.
MATLAB	Programové prostředí.
MEMS	Mikroelektromechanické systémy.
MEMSIC	Tepelné akcelerometry.
MMA7455L	Označení kapacitního akcelerometru.
MMA7660FC	Označení kapacitního akcelerometru.
NTC	Negastor, termistor s negativním teplotním koeficientem.
O-PQSK	Ofsetová modulace PQSK.
PE	Piezoelektrické akcelerometry.
PR	Piezorezistivní akcelerometry.

PTC	Pozistor, termistor s pozitivním teplotním koeficientem.
q	Náboj [C].
RF	Radio frequency, radiofrekvenční.
RoHS	Směrnice zakazující použití nebezpečných látek v elektrických a elektronických výrobcích.
SMAC	Simple Media Access Controller, jednoduchý identifikátor síťového zařízení.
SPI	Sériové periferní rozhraní.
SSP	Security services provider, zabezpečovací služba.
u	Napětí [V].
USB	Univerzální sériová sběrnice.
v	Rychlost [m.s ⁻¹].
V	Jednotka elektrického napětí.
ZigBee	Bezdrátová komunikační technologie.
ZSTAR, ZSTAR3	Označení kitu od Freescale.
Ω	Jednotka elektrického odporu.

Seznam cizích slov

Aberace	Odchylka, chromozomová mutace.
Ajurvéda	Staré indické lékařství.
Amniální	Vazivové snopce probíhající v dutině děložní.
Aseptický	Zbavený choroboplodných zárodků.
Calcar calcanei	Patní ostruha.
Dorzální flexe	Pohyb směrem dozadu.
Fetální	Plodový.
Flash paměť	Elektricky programovatelná paměť.
Freescale Semiconductor	Americký výrobce polovodičových součástek.
Genu recurvatum	Koleno prohnuté.
Genua valga	Koleno vbočené.
Genua vara	Koleno vybočené.
Hallux valgus	Vybočený palec.
Hemiplegie	Úplná ztráta hybnosti jedné poloviny těla.
Intrauterinní	Nitroděložní.
Kaudální	Koncový.
Lokomoce	Schopnost pohybu, pohyb v prostoru pomocí svalové činnosti.
Luxace	Vykloubení, vymknutí.
Mezoderm	Střední zárodečný list.
Mikrokontroler ,MCU	Procesor, paměť, jsou obsaženy v jediném integrovaném obvodu.
Mobilita	Pohyblivost, schopnost pohybu, pohyby vykonávané kosterním a hladkým svalstvem.
Morfogeneze	Vývoj tvaru, změna tvarových vlastností.
Nekróza	Odumření tkáně nebo orgánu v živém organismu.
Neuropatie	Zánětlivé onemocnění nervu.
Ortotika	Nauka o náhradách funkce části těla.
Paket	Balík, svazek.
Patologický	Chorobný, odlišný.
Pes calcaneus	Noha patní, hákovitá.
Pes equinus	Noha svislá.
Pes excavatus	Noha vysoce klenutá.
Pes planus	Podélně plochá noha.
Pes transversoplanus	Příčně plochá noha.

Plantární flexe	Ohyb chodidla.
Poliomyelitida	Dětská obrna.
Polydaktylie	Zmnožení prstů horních nebo dolních končetin.
Sensor board	Deska snímače.
Somit	Primitivní segment.
Stéla	Na výšku postavený opracovaný kámen s nápisem a výzdobou staré indické lékařství.
Syndaktylie	Vrozený srůst prstů na horních nebo dolních končetinách.
Transceiver	Obvod plnící funkci přijímače i vysílače.
Trauma	Úraz, poranění.
USB stick board	USB deska.

Obsah

1. ÚVOD	1
2. ORTOPEDICKÁ PROTETIKA.....	2
3. DRUHY ORTOTICKÝCH POMŮCEK	4
3.1 Rozdělení ortéz	4
3.2 Výrobní materiál pro ortotiku	6
3.3 Deformity dolních končetin.....	7
4. TECHNICKÉ MOŽNOSTI PRO SNÍMÁNÍ POHYBOVÝCH AKTIVIT	10
4.1 Gyroskopy	10
4.2 Kamerový systém.....	12
4.3 Akcelerometry	13
4.3.1 Piezoelektrické akcelerometry – PE.....	13
4.3.2 Piezorezistivní akcelerometry – PR.....	16
4.3.3 MEMS akcelerometry	17
4.3.4 Tepelné akcelerometry – MEMSIC	18
5. NÁVRH MĚŘICÍHO ŘETĚZCE.....	21
5.1 Popis snímací části	23
5.1.1 MMA7455 L – digitální akcelerometr	23
5.1.2 MMA7660FC – MEMS digitální akcelerometr.....	24
5.1.3 SiP.....	24
5.2 USB rozhraní	26
5.2.1 RF protokol.....	27
5.2.2 Formát Z-paketu	27
5.3 ZigBee standard	28
5.4 Software ZSTAR	30
5.4.1 Hlavní panel ZSTAR3 GUI.....	30
5.4.2 RF přehled a kontrola.....	32
5.4.3 Obecné úlohy snímače	34
5.4.4 Další uživatelské funkce ZSTAR softwaru	38
5.5 Fáze lidské chůze	38
5.6 Uživatelské rozhraní.....	42
5.6.1 Návrh GUI.....	42
6. ZPRACOVÁNÍ DAT.....	47
6.1 Pacient č. 1.....	48
6.1.1 Bez použití ortopedické pomůcky	49
6.2 Pacient č. 2.....	51
6.2.1 Bez použití ortopedické pomůcky	52
6.2.2 Peroneální páska	56
6.2.3 SAFO ortéza	60
7. ZÁVĚR	66
8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	67
9. SEZNAM PŘÍLOH	70

1. Úvod

Tato práce se zabývá problematikou snímání pohybových aktivit u pacientů, kteří používají ortotické pomůcky.

Tyto pomůcky umožňují zlepšit mobilitu a snížit bolestivé stavy. Konstrukce ortotických pomůcek se v různých zemích a zdravotních systémech liší nejen podle dostupnosti. Hlavním cílem aplikace ortotických pomůcek je zlepšení daného stavu s ohledem na požadavky pacienta – uživatele.

Lidské tělo představuje složitý funkční komplex. Chůze člověka je proto vysoce individuální lokomoční projev. Je unikátní a charakteristický jak pro osobu zdravou, tak i pro člověka s poruchou nebo patologií v pohybovém aparátu.

K poruchám funkce u pohybového aparátu dochází z různých příčin – po úrazech, při změně struktury v průběhu stárnutí organismu nebo vad vyskytujících se již od narození, takzvaných vrozených vývojových vad.

Teoretická část práce zahrnuje úvod do ortopedické protetiky, její členění, popis ortotických pomůcek, výrobních materiálů a také seznamuje se základními deformitami dolních končetin. Obsahuje rovněž popis technických možností pro snímání pohybu.

Praktickou část tvoří jak návrh uživatelského rozhraní tak i výsledky měření a jejich zhodnocení.

2. Ortopedická protetika

Ortopedická protetika (technická ortopedie), je medicínsko-technický obor, zabývající se náhradami částí nosného a pohybového aparátu člověka a některých jeho funkcí technickými prostředky, aplikovanými na povrch těla.

Ortopedická protetika je složena z několika podoborů, které se svojí činností vzájemně prolínají a doplňují. Jedná se o

- Ortotiku – zabývá se náhradami ztracené nebo omezené funkce pohybového systému
- Protetiku – nauka o náhradách ztracené části těla a její funkce
- Adjuvatiku – zabývá se pomůckami pro pacienty s tělesným postižením, určených ke kompenzaci handicapu v oblasti statiky, lokomoce, hygieny a sebeobsluhy
- Epitetiku – nauka o nefunkčních, pouze kosmetických náhradách
- Proteometrii – zabývá se všeobecnými i speciálními vyšetřovacími metodami, měřicími pomůckami a zařízením, které umožňují realizaci výroby a aplikaci ortopedických pomůcek
- Kalceotiku – nauka o ortopedické obuvi

Po ukončení druhé světové války se tento vědní obor rozvíjel a i nadále rozvíjí s novým zrychlením nejen po stránce kvantitativní, ale především kvalitativní.

První historicky známé pokusy o usnadnění chůze poliomyelitikům a hemiplegikům technickými pomůckami – modifikovanou berlí a holí se nacházejí na egyptských stélách z let 2830 př.n.l.. Udržením trupu – korzetem, zhotoveným ze stromové kůry se zmiňuje artefakt datovaný 900 n.l.. O dětech s defekty je zmiňováno v indické Ajurvédě (800 př.n.l.), kde jsou popisovány masáže. Později se k otázkám korekce a možné léčby deformit vyslovoval také Hippokratés (460–380 př.n.l.).

Již v těchto počátcích historie jsou zachyceny tři z možných účinků ortéz

- Substituční – náhrada oslabené nebo ztracené funkce organismu
- Léčebný účinek – dobrý vliv ortézy na deformitu
- Rehabilitační – masážní účinek ortézy, urychlující nebo napomáhající léčbě

Není to jen rozvoj, který do tohoto medicínsko-technického oboru přinášely války, jako bezpočet traumatických poranění.

Kromě zvýšeného a urychleného zhotovování a aplikace ortopedicko-protetických pomůcek k tomu napomáhají ještě další důležité stimuly. Jsou to

- Moment rozvoje techniky
- Vývoj, výroba a zpracování nových materiálů, především plastů
- Rozvoj ovládacích a řídicích mechanismů a tím i funkcí spolu s využitím nejen vlastních, zbylých sil pacienta, ale i s využitím sil zevních

Dosud vycházela stavba i zhotovení ortopedicko-protetické pomůcky více z empirie a to jak při posuzování projevu obtíží, tak při jejich řešení. Holistické pojetí bylo sice chápáno, ale ne plně a důsledně aplikováno.

Teprve v posledních letech sledují lékaři a ortotičtí technici tyto fakta a snaží se je identifikovat a aplikovat ve prospěch klienta. Nové technologie mají značný význam nejen při zhotovování ortopedicko-protetických pomůcek, ale i při práci s klientem. Prohlubuje se tak i práce mezi klientem a ortotikem, ale i dalšími zúčastněnými osobami, které se starají nejen o osoby s postižením – nositele pomůcek, ale i osoby vystavené určité zátěži, užívající je preventivně nebo při výkonu jisté činnosti, po úrazu apod.

Hlavní změny pohybového aparátu, které vedou k indikaci ortopedicko-protetických pomůcek, mohou být získané nebo vrozené. V případě získaných vad se jedná především o pouřazové stavy (nejčastěji zlomeniny – mechanická porušení souvislosti kostí, luxace – vymknutí, vykloubení – posun konců dvou kloub tvořících kostí) a operativní zákroky. Dále se to týká pacientů s nádorovým a degenerativním onemocněním, obrnou a ochrnutím, zánětlivým onemocněním, aseptickou nekrózou a získanými deformitami končetin.

Příčiny vrozených vývojových vad mohou být různé. Obecně lze říci, že na abnormálním prenatálním vývoji a na vzniku vrozené vývojové vady se mohou podílet faktory genetické, zevního prostředí a kombinace obou těchto skupin.

[1], [2]

3. Druhy ortotických pomůcek

Dle druhu postižení nosně-pohybového aparátu dochází k indikaci ortopedicko-protetické pomůcky. Vždy se jedná o pomůcku, která má být pro pacienta přínosem, nikoli zátěží.

Z medicínského hlediska se ortopedické pomůcky dělí na

- Léčebné
- Rehabilitační
- Kompenzační
- Preventivní

3.1 Rozdělení ortéz

Základní rozdělení součástí ortopedické protetiky a jejich prostředků, které vymezuje jejich využívání (Tab. 1).

Součást Pomůcka	Ortotika Ortézy
Místo působení	Hlavokrční Trupové Selektivně i na celou páteř Končetinové Měkké bandáže Břišní krajina, pánev
Žádaný účinek	Léčebný nebo rehabilitační Záchovný Substituční (pracovní)
Funkční působení	Fixační Korekční podpěrně extinkční Kombinované
Provedení	Statické i dynamické
Délka aplikace	Krátkodobá i dlouhodobá
Cíl aplikace	Náhrada ztracené nebo oslabené funkce
Zhotovení	Sériové Individuální

Tab. 1 Přehled součástí ortopedické protetiky a jejich charakteristiky

Místo působení je u ortéz vymezeno právě jejich typickým místem aplikace, např. trupové ortézy lze použít selektivně nebo na celou oblast páteře.

Žádaný účinek a jeho plnění

- Stabilizační – udržuje stav dosažený operativně, zabránění zhoršování současného stavu
- Rehabilitační – ortéza svou konstrukcí a funkcí uživatele posiluje díky nastavitelnosti pohybu (jeho rozsah, odporu, vymezení ale i charakteru)
- Substituční – pomůcka nahrazuje v určitém rozsahu ztracené nebo oslabené funkce

Funkční působení

- Limitační – omezení pohybu v jednotlivých kloubech nebo zpevnění určité části končetiny (fixace kloubů, zpevnění nedostatečně srostlých kostí)
- Korekční (repoziční, nápravné) – používané k vyrovnaní deformované části končetiny nebo páteře tahem, případně tlakem nebo uvolněním do volného vhodnějšího postavení (do postavení nejbližšího fyziologickému)
- Podpůrné (odlehčující) – prostřednictvím pomůcky přenáší částečně hmotnost těla na jinou část pohybového aparátu
- Extenční (natahující, prodlužující, vyrovnávající) – působením tahu a protitahu na určitou část těla se vyrovnává její tvarová změna nebo se odlehčí přetížení distálnějších částí těla
- také jejich kombinace

Provedení – statické (omezující pohyb) a dynamické (neomezující pohyb), především podle jejich funkčního působení, žádaného účinku ale také z části i délky aplikace.

Délka aplikace – krátkodobé s rehabilitačním účinkem, dlouhodobé se substitučním účinkem.

- Krátkodobé (6 – 8 týdnů)
 - jsou určeny pro okamžité akutní řešení stavu, u kterého očekáváme, že urychleně potřebuje technické ošetření
 - stav není tak závažný – očekáváme jen krátkodobé využití pomůcky
 - aplikace bude dlouhodobější – ale předpokládá se v brzké době jiné řešení

Výrobně-technické hledisko krátkodobé pomůcky

- Co nejrychleji zhotovitelné – důležitá je co nejranější aplikace, stav se může rychle a i negativně měnit
- Co nejjednodušší – snadnost, adaptace, bezproblémová aplikace a nízká hmotnost
- Kosmetické hledisko není až tak důležité

- Dlouhodobé – nutnost jejich používání klientem se předpokládá delší než u krátkodobých

Výrobně-technické hledisko dlouhodobé pomůcky

- Pomůcky jsou zhotoveny podle přesných a úplných měrných podkladů ve spolupráci s klientem
- Technické provedení musí myslet na budoucí dlouhodobé nošení pomůcek, na fyzický a psychický stav klienta, a proto zvážit nejvhodnější řešení s možností případného obměnění
- Kosmetické hledisko zde vystupuje do popředí – klient by měl být spokojen i po této stránce
- Nutností je také zvážení požadavků ze strany pacienta

Zhotovení – sériové nebo individuální. Sériově vyráběné ortézy jsou běžně dostupné, nejen ve zdravotnických zařízeních. Při zhotovování individuální pomůcky je nejdříve vytvořen sádrový pozitiv na základě měrných podkladů klienta a až po té je vyrobena pomůcka z vhodného materiálu.



Obr. 1 Abdukční ramenní ortéza a kolenní ortéza

3.2 Výrobní materiál pro ortotiku

Požadavky kladené na vhodný výběr materiálu, ze kterých bude ortotická pomůcka zhotovena jsou velmi důležité. Materiál musí splňovat několik základních požadavků. Jedná se o funkčnost, vysokou odolnost, ale především se musí jednat o materiál, který není zdraví škodlivý, neobsahuje jedovaté látky nebo chemikálie.

- Textilní materiály (pro bandáže)
- Kovy – dural, titan, ocel – pro kloubové dlahy
- Termoplasty

Termoplastické kompozitové materiály, Obr. 2, mají díky svým vlastnostem zvláštní postavení mezi konstrukčními materiály. Použití kompozitních materiálů a technologií v ortopedické protetice přináší úsporu hmotnosti, rozměrů a prodloužení životnosti pomůcky.



Obr. 2 Termoplastický kompozitový materiál

Charakteristika termoplastických materiálu

- Vysoká mez pevnosti
- Vysoká tuhost materiálu
- Nízká měrná hmotnost materiálu
- Vysoká mez únavy
- Schopnost akumulace a uvolnění energie
- Odolnost proti korozi

Parametry pro zpracování termoplastů

- Teplota ohřevu pro tvarování – 180 °C
- Možnost opětovného ohřevu a změny tvaru plátu
- Spojování plátů s umělými hmotami či kovy lepením
- Pevnost v ohybu a deformační schopnost závisí na orientaci vláken

3.3 Deformity dolních končetin

Deformity nohou, mohou být jak získané tak vrozené.

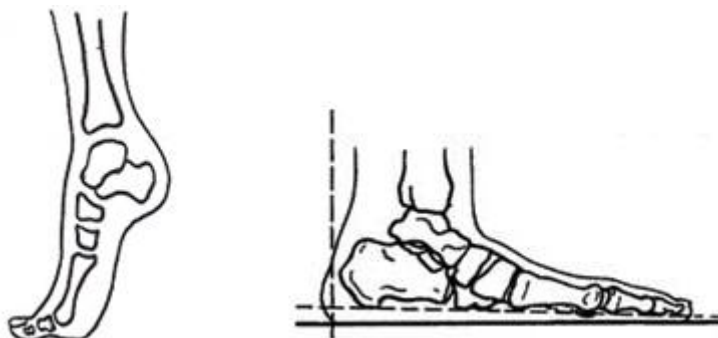
Končetiny se vyvíjejí u plodu až tehdy, kdy je vytvořena hlavní osa těla, je zřetelně diferencována hlava i kaudální konec zárodku a mezoderm je rozdělen na somity. Dolní končetiny se vyvíjejí později než horní. Základ ploutvovitých končetin, tzv. končetinových pupenů, se formuje na boční stěně trupu mezi 24. – 26. dnem embryonálního vývoje (dolní končetiny mají 5 – 7 denní zpoždění). Vady pohybového ústrojí vznikají buď přímou poruchou zárodečné tkáně způsobenou genovou mutací, nebo chromosomální aberací, jež se uplatňují v období rýhování oplodněného vajíčka, nebo později vlivem tzv. faktorů zevního prostředí (chemikálie, látky znečišťující životní prostředí, léky, radiace, infekce aj.), které se nežádoucím způsobem uplatňují při morfogenezi v embryonální periodě či fetálním období. Většina končetinových defektů se vyvíjí v průběhu embryonální periody (přibližně od 4. do 7. týdne). Amniální pruhy z porušených plodových obalů mohou sekundárně způsobit zaškrcení již vytvořené končetiny, může dojít i k intrauterinní amputaci,

jindy mohou vyvolat jednostrannou syndaktylii nebo někdy mohou být příčinou asymetrické polydaktylie, ale i Polandova syndromu¹.

Příčinou získaných vad mohou být například traumata, operativní zákroky, nádorové onemocnění nebo obrny a ochrnutí.

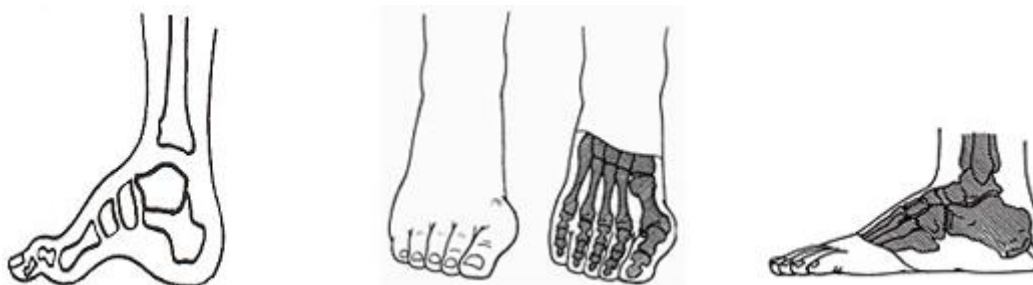
Deformity nohou

- Podélně plochá noha (pes planus) – pokles podélných nožních kleneb (vnitřní a vnější)
- Příčně plochá noha (pes transversoplanus) – pokles příčné klenby přední, pokles nártních kostí
- Noha svislá (pes equinus) – noha se nachází ve fixované plantární flexi, neschopnost opření o celou plosku



Obr. 3 Noha svislá a podélně plochá noha

- Noha patní, hákovitá (pes calcaneus) – noha tvoří s podélnou osou bérce ostrý úhel a patní kost je ve valgozním postavení
- Noha vysoce klenutá (pes excavatus) – zvýšené vyklenutí podélné klenby
- Vybočený palec (hallux valgus) – zevně vybočený palec
- Patní ostruha (calcar calcanei) – kostěný výrůstek v místě úponu šlach na kost patní



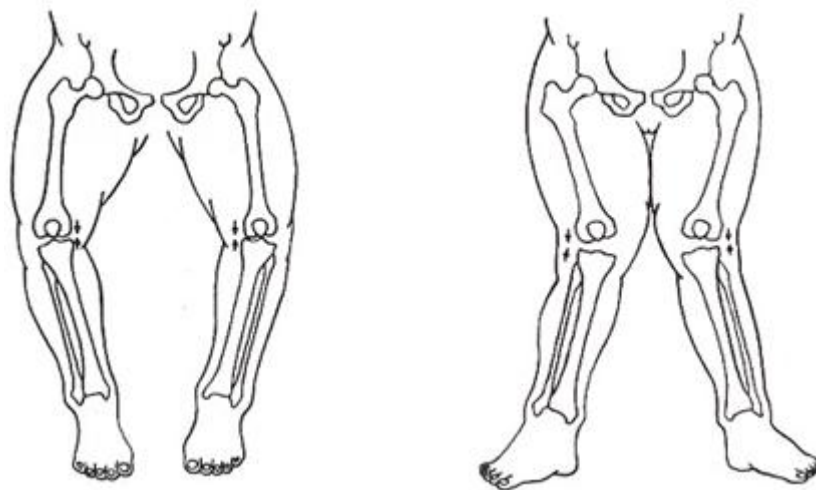
Obr. 4 Noha vysoce klenutá, vybočený palec, patní ostruha

Deformity kolenního kloubu

- Koleno vbočené (genua valga) – podélná osa stehna ve frontální rovině svírá s osou bérce úhel otevřený dovnitř, (do „X“)

¹ Polandova anomálie (syndrom) je dědičný komplex anomálií hrudníku, ramen a dlaní.

- Koleno vybočené (genua vara) – osa stehna ve frontální rovině svírá s osou bérce úhel otevřený zevně, (do „O“)
- Koleno prohnuté směrem dozadu (genu recurvatum) – osa stehna svírá v sagitální rovině s osou bérce úhel otevřený dopředu



Obr. 5 Koleno vybočené a vbočené

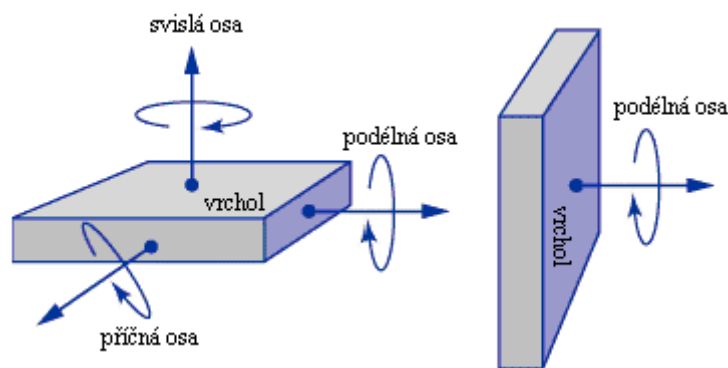
[1], [2], [5], [6], [7], [8], [9], [10]

4. Technické možnosti pro snímání pohybových aktivit

- Gyroskopy
- Kamerový systém
- Akcelerometry

4.1 Gyroskopy

Gyroskopy jsou již dlouhou dobu známy a využívány pro měření a určování změny polohy nebo natočení libovolného předmětu, ke kterému jsou připevněny. Dříve však bylo možné použít jen mechanické provedení, případně optické s využitím světla, světlo-vodných vláken. Dnes je lze již najít v integrované podobě klasických součástek obsahující mimo samotný snímač i celou škálu vyhodnocovacích obvodů a logiky. Výstup je pak analogový, digitální nebo obojí. Díky tomu lze gyroskopy použít i v běžných aplikacích, nejen ve vědě a výzkumu.



Obr. 6 Natočení a rotace u gyroskopu

Gyroskopy lze rozdělit dle použitého fyzikálního principu na tyto skupiny

- Mechanické
- Jaderné
- Kvantové
- MEMS gyroskopy
- Optické

Mechanické gyroskopy – gyroteodolity

Gyroteodolit je přístroj k přímému určování azimutů² zvolených směrů.

² Azimut je orientovaný úhel, který svírá určitý směr (pochodová osa, směr k pozorovanému objektu, směr pohybu) od směru severního. Úhel je orientovaný, záleží tedy na směru měření úhlu - měří se po směru pohybu hodinových ručiček, tj. od severu k východu, ve stupních. Sever má azimut 0°, východ 90°, jih 180° a západ 270°.

Gyroskop je těleso tvaru kovového prstence, Obr. 7, nebo kovové desky rychle rotující kolem osy na toto těleso kolmé. Nemá-li gyroskop ovlivněn vnějšími silami, udržuje jeho rotační osa v prostoru stálý směr. Pokud je setrvačnický umístěn na povrchu Země, je unášen spolu s rotující Zemí, a tím se obecně mění směr jeho rotační osy. Setrvačnický na to reaguje tak, že se snaží srovnat svou rotační osu s rotační osou Země. Stabilizovaný setrvačnický svou osou ukazuje k severu a vytyčuje tak jedno rameno azimutu. Gyroskop na rozdíl od kompasu nereaguje na blízkost železných předmětů a vysokého napětí.



Obr. 7 Mechanický gyroskop

Jaderné gyroskopy

Využívají principu jaderného paramagnetismu látek (voda, organické roztoky, helium, páry rtuti). Atomy nebo molekuly těchto látek mají v základním stavu magnetický moment daný spínou (vlastní moment hybnosti) jader. Orientujeme-li magnetické momenty jader magnetickým polem a potom pole zrušíme, pak nepůsobí-li jiné magnetické pole, zachová si výsledný magnetický moment po jistou dobu svoji prostorovou orientaci, nezávisle na změně polohy zařízení obsahujícího látku. Hodnota výsledného magnetického momentu bude v důsledku relaxace postupně klesat. Proto se pro jaderné gyroskopy volí látky s velkými relaxačními časy.

Kvantové gyroskopy

Patří mezi zvláštní případy gyroteodolitů, nevyužívají vlastností setrvačné hmoty, ale vlastností atomových jader.

MEMS gyroskopy

MEMS gyroskopy obsahují mimo samotného snímače i celou škálu vyhodnocovacích řídicích obvodů a logiky. Výstupní signál je pak analogový nebo digitální. Rotaci je možné typicky měřit vzhledem k jedné ze tří os z , y , x , někdy označované jako svislá (kolmá) osa, příčná osa a podélná osa (Obr. 6). Gyroskopy vyráběné jako integrované MEMS obvody pracující na principu Coriolisovy síly³, umějí měřit pouze v jednom směru, a to je směr kolmý na plochu obvodu. Pro jiné směry je nutné zajistit správné natočení a umístění součástky.

³ Coriolisova síla je tzv. virtuální síla, která působí na libovolný hmotný předmět či objekt, který se pohybuje rychlostí v v soustavě rotující kolem osy rotace úhlovou rychlostí ω . Coriolisova síla působí na každý hmotný objekt na zemi.

Optické gyroskopy

Optické gyroskopy jsou založeny na principu Sagnacova jevu. Při rotaci kruhového vlnovodu úhlovou rychlostí Ω v němž proti sobě obíhají dva světelné svazky (paprsky), je obvodová rychlost svazku ve směru Ω zvyšována a pro opačný směr snižována o hodnotu $v = \Omega R$, tj. o obvodovou rychlost rotace vlnovodu.

Optické gyroskopy lze rozdělit na dva druhy

- Laserové – při rotaci dochází na optické dráze interferometru ke změně frekvence
- Vláknové – při rotaci dochází na optické dráze interferometru k fázovému posunu

4.2 Kameratev systém

Jednou z metod, jak detekovat pohyb nebo změnu polohy je také použití kamerového systému. Firma Vicon se zabývá analýzou pohybu nejen v zábavním průmyslu (filmy, hry...), ale i v medicínských aplikacích jako jsou fyziologický výzkum, profilování sportovců, záznam pohybových signatur osob a jiného. Vicon systémy nabízejí jak 2D tak 3D analýzu.

Pro analýzu pohybu nebo změnu polohy v tomto případě, je možné použít vicon motus video. Jedná se o univerzální systém pro optické sledování objektů, pomocí standardních nebo vysokorychlostních kamer Obr. 8. Synchronizace mezi kamerami probíhá přes Firewire. Objekt je kamerami snímán a pomocí programu je možné zobrazit.



Obr. 8 Vysokorychlostní kamery

4.3 Akcelerometry

Akcelerometry jsou senzory měřící dynamické zrychlení (akceleraci), respektive sílu vzniklou změnou rychlosti pohybujícího se předmětu (senzoru), nebo statické zrychlení, respektive sílu vzniklou působením gravitace (přitažlivostí) Země. Mezi měření dynamického zrychlení patří i detekce vibrací. Statické zrychlení je již ze svého principu neustále přítomné a je tedy nutné ho při měření dynamického zrychlení ve výsledcích odstranit filtrací.

Akcelerometry měří zrychlení, tj. přeměňují zrychlení (změnu pohybu) na měřitelný elektrický signál.

Rozdělení akcelerometrů

- Piezoelektrické akcelerometry (PE) – využívají piezoelektrický krystal (přírodní nebo keramiku), který generuje náboj úměrný působící síle, která při zrychlení působí na každý objekt
- Piezorezistivní akcelerometry (PR) – využívají mikrokřemíkovou mechanickou strukturu, kde zrychlení odpovídá změně odporu
- MEMS akcelerometry – využívají mikrokřemíkovou mechanickou strukturu, kde zrychlení odpovídá změně kapacity
- Tepelné akcelerometry (MEMSIC) – využívají rozdílného přenosu tepla v plynech při klidném nebo pohybujícím se topném tělísku (podobný princip využívají i průtokoměry)

Druhotné rozdělení lze provést dle počtu citlivých os. Tedy na jednoosé, dvouosé, tříosé. Tyto senzory mohou měřit od velmi nízkých hodnot g a dokáží vydržet nárazově i 1000 g . Napájecí napětí se pohybuje většinou od 3 do 24 V.

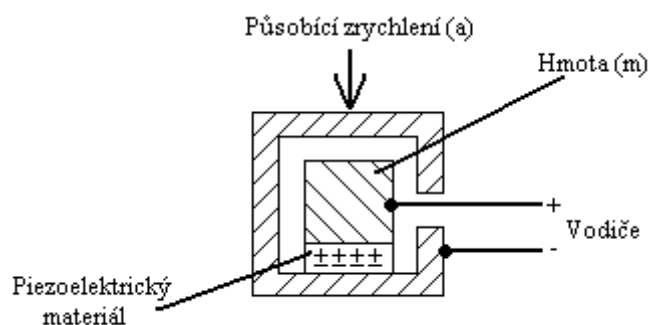
4.3.1 Piezoelektrické akcelerometry – PE

Základní vlastnosti

- Využívají piezoelektrický materiál, který generuje náboj úměrný mechanickému namáhání, vzniklý působící akcelerací
- Měření náboje piezokrystalu probíhá buď přímo pomocí externí elektroniky s vysokou vstupní impedancí, nebo častěji vnitřní elektronika senzoru konvertuje náboj na napětíový výstup s nízkou impedancí
- Konstrukce umožňuje senzor napojit na jednoduchý vyhodnocovací obvod
- Nemohou být použity pro měření frekvencí nižších než 0.1 Hz, tedy měření konstantního zrychlení

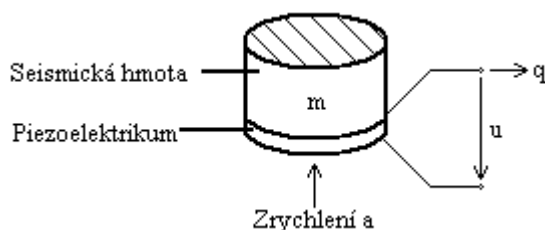
Základ piezoelektrických akcelerometrů tvoří dvě hlavní části

- Piezoelektrický materiál – snímač měřící zrychlení
- Seismická hmota – převádí dle Newtonova zákona hodnotu zrychlení na sílu ($F=m \cdot a$)



Obr. 9 Blokové schéma PE akcelometru

Jedna strana piezoelektrického materiálu (snímač, resp. převodník zrychlení) je upevněna na tuhou podpěru základny senzoru. Část pojmenovaná jako seismická hmota je připevněna na piezosnímač (případně také k druhé straně pouzdra, Obr. 9). Jestliže je akcelometr vystaven zrychlení (vibracím, akceleraci, otřesům), generovaná síla F , která působí na piezoelektrický element, způsobí vygenerování náboje, resp. napětí na výstupu senzoru. Podle Newtonova zákona je tato síla úměrná zdroji zrychlení a seismické hmotě. Piezoelektrický efekt tak generuje na výstupu náboj q , úměrný působící síle. Protože seismická hmota má konstantní hmotnost, výstupní signál v podobě náboje je úměrný akceleraci senzoru. Pokud je akcelometr pevně upevněn k testovanému objektu, měří i jeho zrychlení (zrychlení celé soustavy). Akcelometr charakterizuje nábojová citlivost Bqa , resp. napěťová citlivost Bua (Obr. 10).



Obr. 10 Fyzikální princip PE akcelometru

Základní výpočty piezoelektrického akcelometru

$$Bqa = \frac{q}{a}$$

Bqa ... nábojová citlivost

q ... náboj

a ... zrychlení

$$Bua = \frac{u}{a}$$

Bua ... napěťová citlivost

u ... napětí

a ... zrychlení

U reálných piezoelektrických akcelometrů existují limity měření. U tohoto druhu senzorů je možné zrychlení měřit jen uvnitř platného provozního frekvenčního rozsahu, který je daný konkrétní konstrukcí senzoru, protože citlivost je zvláště u některých provedení významně závislá na frekvenci.

Z tohoto pohledu může být piezoelektrický akcelometr považován za mechanickou dolnofrekvenční propust s rezonanční špičkou. Seismická hmota a piezokeramika (včetně dalších

pružných komponent) formují pružnou hmotu systému, který se tak chová jako pružina s vlastní rezonancí a tak definuje horní frekvenční limit akcelerometru. Aby bylo dosaženo širšího provozního frekvenčního rozsahu, měla by být rezonanční frekvence pružné hmoty co nejvyšší. Toho se obvykle dosahuje ubráním seismické hmoty. To však naopak snižuje citlivost senzoru. Dle zaměření senzoru se tak vybírá "menší zlo". Například akcelerometr pro měření otřesů a nárazů potřebuje mít vyšší rezonanční frekvenci na úkor nižší citlivosti, která zde až tak nevadí.

Typy piezoelektrických akcelerometrů

Akcelerometry pro měření klasického zrychlení, nárazů a vibrací využívají mírně odlišné konstrukce. Ty upřednostňují určité požadované vlastnosti na úkor jiných. Rozdílné je hlavně vzájemné uspořádání komponent: piezoelektrického snímače, seismické hmoty a pouzdra. Nejběžnější jsou následující tři provedení

- Smykový mód – pro senzory se zvýšenou odolností na vliv teploty a parazitní vibrace pouzdra
- Ohybový mód – pro velmi citlivé senzory – seismické akcelerometry
- Kompresní mód – základní a nejjednodušší provedení – běžné průmyslové akcelerometry, akcelerometry s tímto módem se ještě dále dělí na – se vzpřímenou strukturou s převrácenou strukturou a s izolovanou strukturou

Rozdělení akcelerometrů dle použití a typu měření

Akcelerometry jsou využívány v mnoha vědeckých i průmyslových aplikacích jako údržba, letecká technika, automobilový průmysl, zdravotnictví, řízení procesů apod. Avšak pro různá měření, tj. pro měření klasického zrychlení, nárazů a vibrací využívají mírně odlišný princip funkce.

- Seismické senzory – jsou vhodné pro seismické měření a měření vibrací u budov (monitorování budov). Jejich vysoká citlivost se dosahuje přímo vnitřním snímacím elementem a ne pouze vnitřní elektronikou. Z tohoto důvodu mají nejvyšší rozlišení a nejnižší šum. Mohou tedy detekovat i velmi slabé chvění a otřesy. Obvykle využívají ohybovou konstrukci.
- Senzory otřesů a vibrací – jsou vhodné pro měření chvění pohyblivých konstrukcí strojů. Často potřebují velkou teplotní odolnost a pevné robustní provedení odolávající prашnému a vlhkému prostředí. Méně přesné akcelerometry jsou konstruovány v kompresním módu, ty přesnější ve smykovém.
- Akcelerometry pro měření pohybu – měří pohyb a zrychlení objektu, ke kterému jsou připevněny. Obvykle jsou provedeny v kompresním nebo smykovém módu.



Obr. 11 PE akcelerometry

4.3.2 Piezorezistivní akcelerometry – PR

Základní vlastnosti

- Využívají změny odporu piezokeramiky při mechanickém namáhání vzniklém působícím zrychlením
- Měření odporu piezomateriálu probíhá prostřednictvím základního nebo polovičního Wheatstonova můstku
- Jednoduchá konstrukce výstupu umožňuje senzor napojit na jednoduchý vyhodnocovací obvod
- Na prostor málo náročný princip, detekce umožňuje plnou integraci
- Nemohou být použity pro měření frekvencí nižších než 0.1 Hz, tedy měření konstantního zrychlení

Piezorezistivní akcelerometr je senzor, který využívá piezorezistivní materiál místo piezoelektrického krystalu a jeho prostřednictvím převádí sílu vzniklou urychlovanou hmotou na změnu odporu. V integrovaných piezorezistivních akcelerometrech se využívá sítě vyleptaných měřicích piezorezistivních snímačů (můstků) zapojených ve Wheatstonově můstku. Piezorezistivní akcelerometry mají tu výhodu proti piezoelektrickým, že mohou měřit i stálou (neměnnou) akceleraci, tj. frekvenci změn od 0 Hz.

Dnes nepoužívanější princip, využívaný v integrovaných akcelerometrech, byl vynalezen již v roce 1979. Je založen na použití pohybu/ohybu jednoho konzolového nosníku z piezorezistivního křemíkového materiálu vlivem působícího zrychlení. Ohybem se mění odpor, který je měřen.

Požadavky na piezorezistivní křemíkové akcelerometry

- Malá velikost
- Citlivost na zrychlení nižší než jedna setina gravitačního zrychlení
- Velká šířka pásma
- Stabilní výstup přes celý rozsah provozních teplot
- Netečné pouzdro
- Velká přesnost, lineární výstup
- Senzor by měl být citlivý pouze na požadovanou složku zrychlení
- Vysoká spolehlivost
- Nízká cena, snadná společná integrace senzoru a elektroniky na jednom čipu

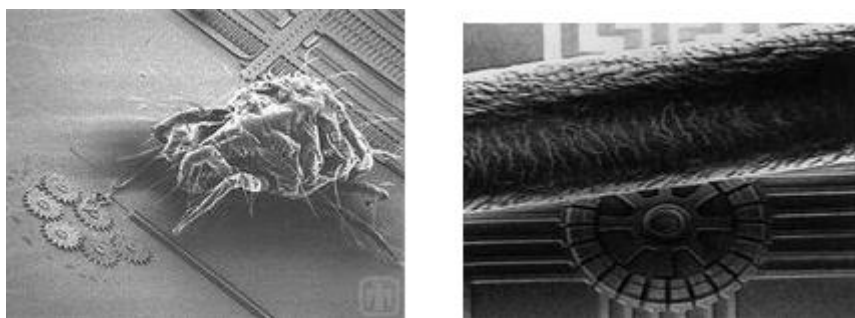
Současné integrované piezorezistivní akcelerometry mají schopnost spojit všechny tyto požadavky. Využívají se v nich takové koncepty, jako je například vícenosníková a samotestující struktura ve spojení se společnou integrací s řídicími a vyhodnocovacími obvody. Senzory

se zanedbatelnou křížovou citlivostí, vysokou citlivostí a širokým měřicím rozsahem se stále ještě vyvíjejí.

4.3.3 MEMS akcelerometry

Technologie MEMS

Technologie MEMS, Obr. 12, je v podstatě spojení integrovaných obvodů, mechanických elementů, senzorů, akčních členů, řídicí a vyhodnocovací elektroniky na jeden křemíkový substrát prostřednictvím různých výrobních technologií. Zatímco elektronické části jsou vyráběny technologiemi typu CMOS, Bipolar nebo BiCMOS, mikromechanické části jsou zhotovovány prostřednictvím technologií různého selektivního leptání, nebo implementováním nových vrstev.



Obr. 12 MEMS struktura

Pomocí technologie MEMS lze vytvářet miniaturní až mikroskopické systémy o rozměrech několika milimetrů až mikrometrů, složené ze snímačů, převodníků, elektrických obvodů a aktuátorů, které tvoří MEMS zařízení.

Mezi výhody MEMS zařízení patří malé rozměry, nízká spotřeba, vysoká mechanická odolnost, kompaktnost, nízká cena při velkých sériích. V současnosti jsou používány tři způsoby výroby MEMS struktur – před vlastním procesem CMOS, v jeho průběhu nebo až po dokončení tohoto procesu. Celý výrobní proces se obvykle skládá ze sekvence operací, při kterých se postupně formují požadované mechanické struktury, jako jsou nosníky, ozubená kolečka, ložiska, tyčky apod.

Technologie MEMS se používá například na výrobu prvků, které nachází uplatnění v automobilovém průmyslu, medicíně, optoelektronice a dalších průmyslových i neprůmyslových aplikacích. Vzájemné interakce mechanické pohyblivé struktury a vyhodnocovací digitální a analogové elektroniky používají například akcelerometry, gyroskopy, oscilátory, rezonátory, optoelektronické přepínače a další zařízení.

MEMS akcelerometry s proměnnou kapacitou

Princip činnosti MEMS akcelerometrů je založen na změně kapacity vnitřního proměnného integrovaného kondenzátoru, vlivem působící síly vzniklé zrychlením pouzdra senzoru, Obr. 13.

Mezi dvě elektrody je vetknut centrální nosník, vytvoří se tak dva kondenzátory. Jak se centrální nosník pohybuje vlivem zrychlení, oba kondenzátory mění svou kapacitu dle vztahu

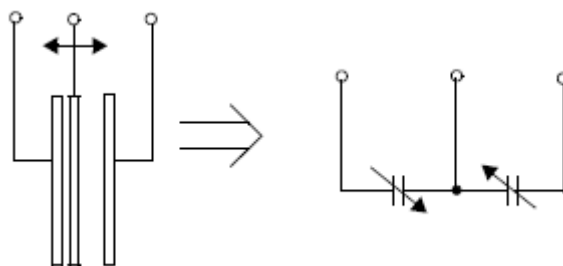
$$C = \varepsilon \frac{S}{d}$$

C ... kapacita

ε ... permitivita

S ... plocha elektrod

d ... vzdálenost elektrod



Obr. 13 Schéma kapacitního akcelerometru

Struktura obvodu obsahuje polykřemíkový mikromechanický senzor a technologii BiMOS integrované obvody pro zpracování signálu ze senzoru. Struktura senzoru umožňuje měřit kladná i záporná, gravitační i dynamické zrychlení.

4.3.4 Tepelné akcelerometry – MEMSIC

Základní vlastnosti

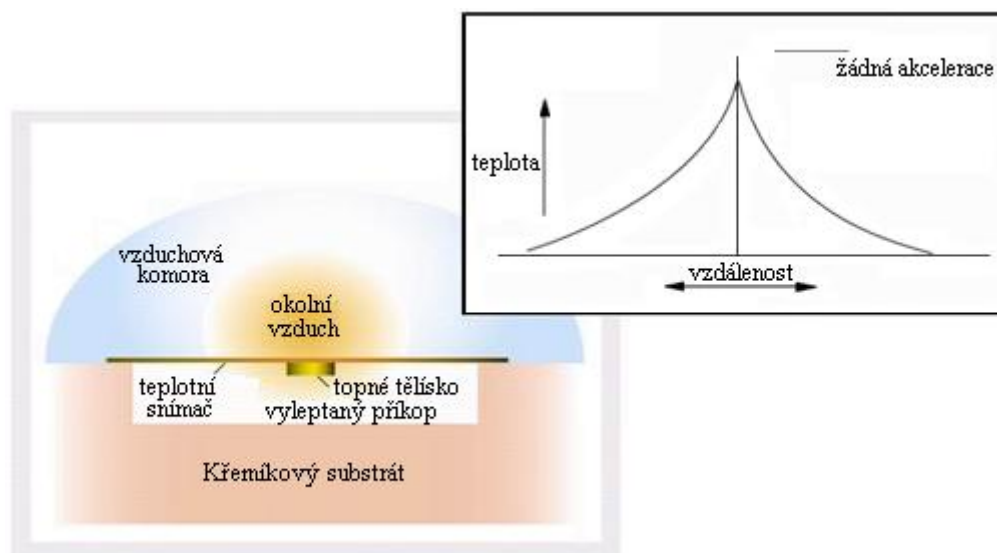
- Využívají změny přenosu tepla klidného a proudícího vzduchu (plynu) působením zrychlení
- Senzor neobsahuje žádné mechanické pohyblivé části či prvky
- Velká odolnost – jednoduchý princip a konstrukce sice neposkytuje úplně špičkové vlastnosti v ohledu přesnosti a rychlosti reakce, na druhou stranu nabízí velmi levnou výrobu, velkou odolnost proti zničení => velkou spolehlivost
- Vydrží bez újmy zrychlení až 50 000 g
- Velký provozní teplotní rozsah
- Dost velká citlivost na okolní změnu teploty (z principu) – nutná kompenzace
- Stejná citlivost nezávisle na typu senzoru a výrobci (z principu)
- Jen 2D měření (3D měření je velmi špatně realizovatelné)
- Snadná realizace => levná výroba a tedy i cena



Obr. 14 MEMSIC – tepelný akcelerometr

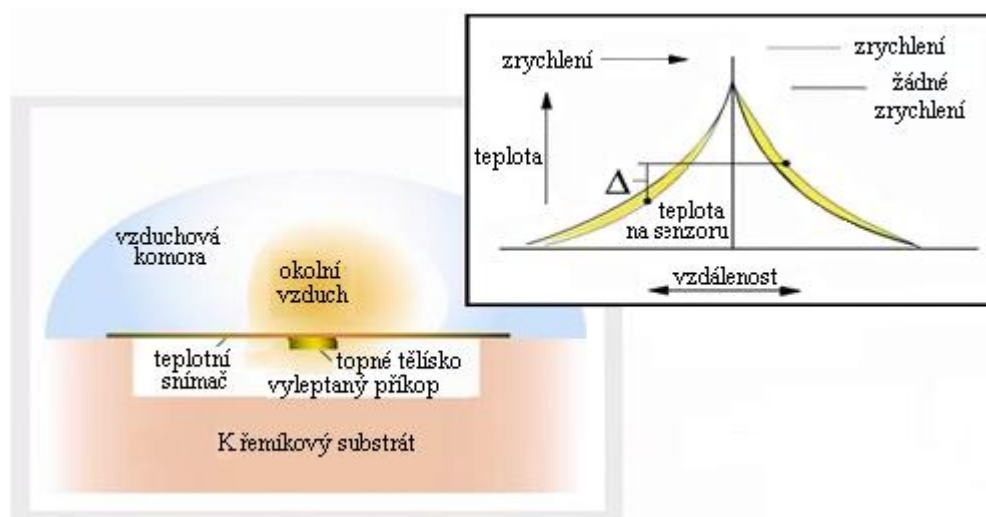
Tepelné akcelerometry

Tepelné akcelerometry využívají základní fyzikální princip, který se v podobné verzi používá u kalorimetrických průtokoměrů. Jde o přenos tepla v plynu a snímání rozložení teploty v okolí zdroje tepla. Topné tělísko zahřívá okolní vzduch ve vzduchové komoře na konstantní teplotu. Rozložení teploty v závislosti na vzdálenosti od topného tělíska je měřené teplotními snímači. Ty jsou realizovány soustavou termočlánků hliník/polykrystalický křemík umístěné v pravidelných rozestupech. Celá tato soustava je implementována ve vyleptaném příkopě křemíkového substrátu. Celý senzor, včetně vyhodnocovací elektroniky, je plně integrován na jednom CMOS čipu senzoru v jednom pouzdře.



Obr. 15 Klidový stav tepelného akcelerometru

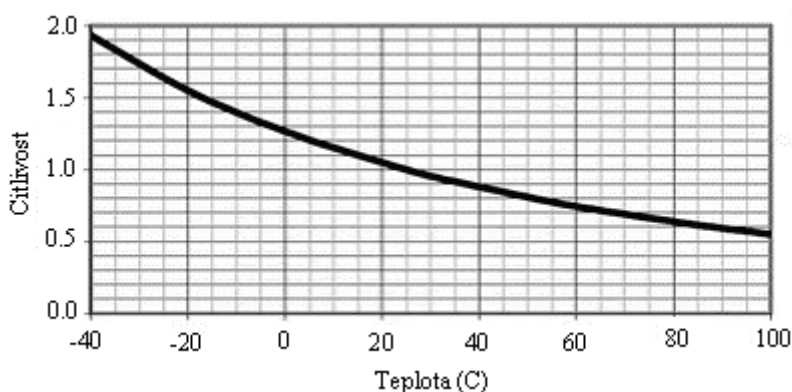
V klidovém stavu akcelerometru, tedy jestliže nedochází k žádnému pohybu samotného senzoru nebo soustavy, ke které je pevně připevněn, je zahřátý vzduch rovnoměrně kulově rozložen okolo topného tělíska (Obr. 15).



Obr. 16 Dynamický stav tepelného akcelerometru

Pokud se s akcelerometrem začne pohybovat, tj. vznikne zrychlení v osách X nebo Y, dochází vlivem setrvačnosti vzduchu k jeho posuvu vůči pohybující se komoře. Prakticky dochází k "posuvu oblaku zahřátého vzduchu" proti směru pohybu senzoru. Vlivem tohoto jevu se krátkodobě změní rozložení teploty měřené teplotními snímači a vzniká tak teplotní rozdíl proti klidovému stavu. Z prostorového poklesu či nárůstu teploty lze zjistit směr pohybu a z teplotního rozdílu rychlost pohybu nebo velikost zrychlení (Obr. 16). Z principu měření teploty plyne, že lze měřit pohyb (rychlost, zrychlení, náklon) jen ve dvou osách X a Y, protože rozložení teploty se měří jen plošně.

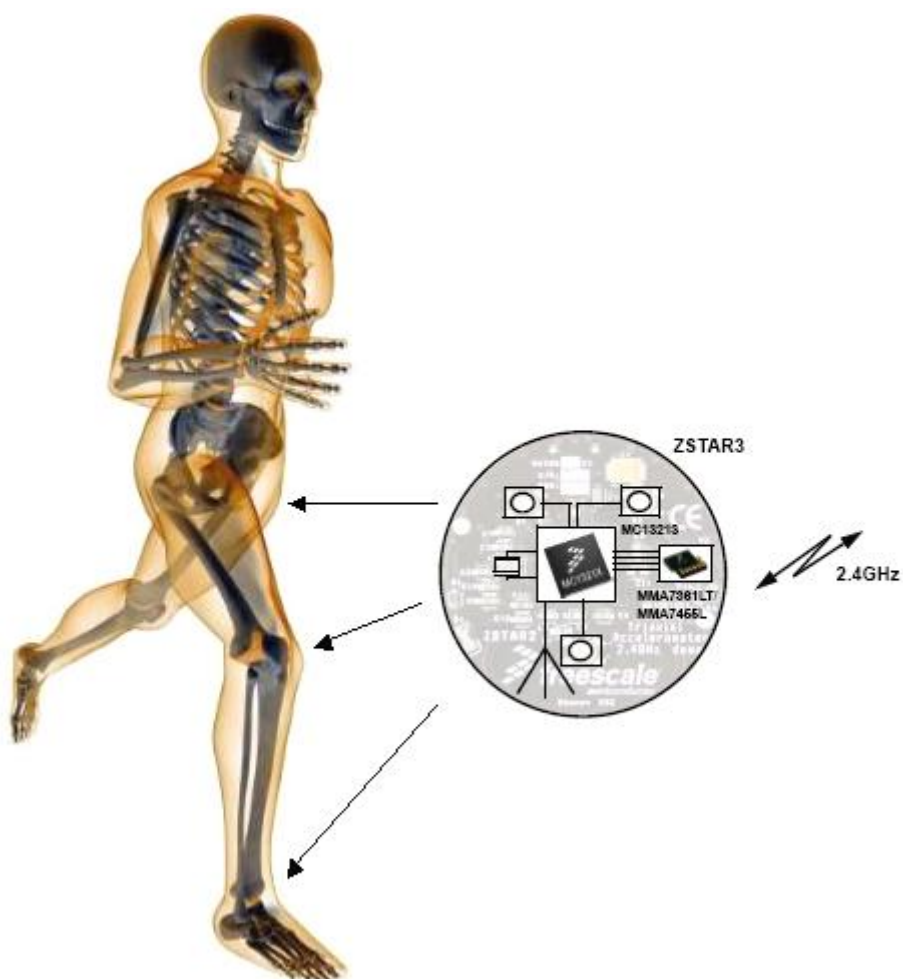
Problémem a nevýhodou uvedeného principu je velký vliv změny okolní teploty na citlivost. Je to však logické. Teplota v dutině senzoru je nastavena s ohledem na ochlazování stěnami, které jsou v kontaktu s teplotou okolního vzduchu. Pokud se okolní teplota zvýší nebo naopak sníží, bude i vzduch v dutině více zahříván či ochlazován, a tedy rozdíl uvnitř snímané teploty nebude odpovídat jen pohybu (zrychlení) senzoru. K vyloučení tohoto jevu se využívají různé způsoby, odlišné podle výrobce senzoru. Častá je kompenzace externím snímačem teploty (často PTC nebo NTC termistorem). Některé akcelerometry však mají na čipu umístěn pro tento účel vlastní teplotní snímač, který je vyvedený na vnější vývody a tak dovolují vývojáři provést vlastní kompenzaci. Obr. 17 zobrazuje závislost citlivosti na okolní teplotě.



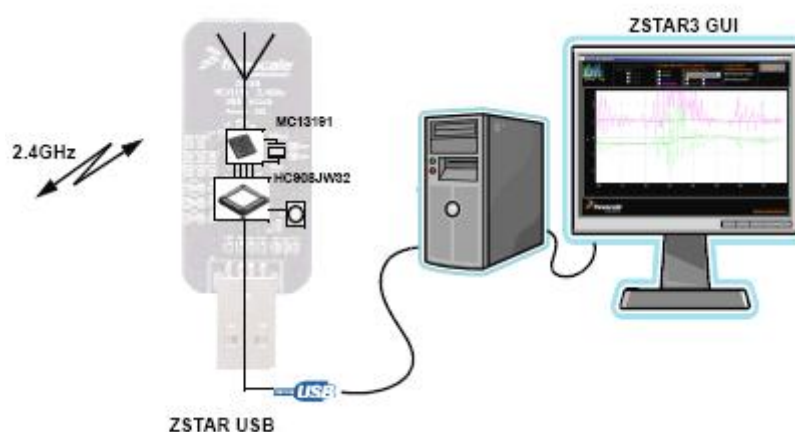
Obr. 17 Závislost citlivosti akcelerometru na teplotě

[11], [12], [19], [20], [21], [22], [23], [27], [28], [31]

5. Návrh měřicího řetězce



Obr. 18 Umístění snímačů na klouby dolní končetiny



Obr. 19 Schéma přijímací části měřicího řetězce

Měřicí řetězec se skládá z bloku pro snímání, Obr. 18, přijímacího bloku a části pro zobrazení a zpracování dat, Obr. 19.

ZSTAR3, Obr. 20, je novou generací ZSTAR aplikací určených k měření poklesu, náklonu, pohybu, polohy, otřesů a také vibracím. ZSTAR3 kit od Freescale obsahuje dvě části

- Snímací a vysílací modul se senzorem a transceiverem pro bezdrátový přenos (sensor board)
- Přijímací modul s transceiverem a USB rozhraním pro připojení k PC (USB stick board)



Obr. 20 Hvězdicová topologie ZSTAR3

Při pohybu pacienta dochází ke změně zrychlení. Data zachycena senzorem jsou prostřednictvím ZigBee standardu přenášeny k přijímači, který je opatřen USB konektorem pro připojení k počítači. Software dodávaný k originálním ZSTAR3 komponentům umožňuje zobrazení v reálném čase.

Funkce ZSTAR3

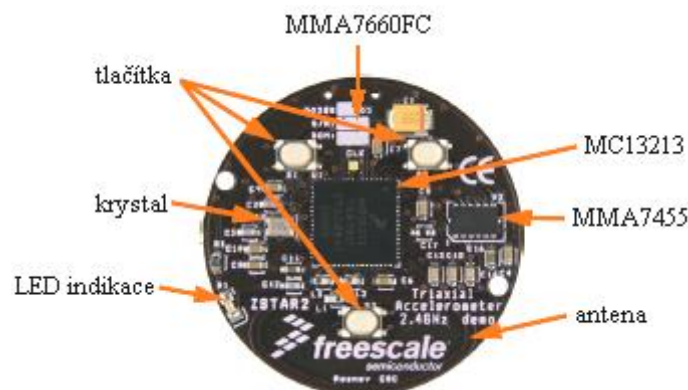
- Snímání zrychlení ve 3 osách (x, y, z)
- Bezdrátová komunikace se snímači v pásmu 2,4GHz
- RF protokol podporující až 16 senzorů z jednoho USB přijímače
- Hvězdicová topologie RF sítě
- Datová rychlost od senzorů je 30, 60 nebo 120Hz
- Bezdrátový dosah – 20m (jedno podlaží nebo dvě zdi)
- Možnost automatické kalibrace
- USB komunikace na přijímací části

- Spotřeba
 - Při provozu: 1,8 až 3,9 mA (dle aktuální datové rychlosti)
 - Klidový režim: méně než 900nA
- Napájení 3V lithiovou baterií

5.1 Popis snímací části

Hlavní funkcí snímací části je sběr dat z výstupu akcelerometru, který měří zrychlení (dynamické nebo statické) ve třech osách (x, y, z). Data jsou měřena separátně ze 3 kanálů A/D převodníkem. Z naměřených dat se v mikrokontroleru vytvoří datový paket, který je následně odeslán prostřednictvím SMAC driveru, využívající RF transceiver. Komunikace kontroléru s transceiverem, probíhá přes SPI rozhraní.

Používaný jednoduchý ZSTAR RF protokol umožňuje přenášet i kalibrační data do senzoru, kde jsou ukládána ve Flash paměti.

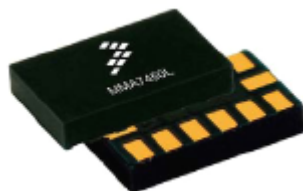


Obr. 21 Snímací prvek

Pro měření s pacienty je použito dvou typů snímačů, které se liší v typu označení akcelerometru – MMA7455L a MMA7660FC.

5.1.1 MMA7455 L – digitální akcelerometr

Jedná se o kapacitní akcelerometr, opatřen filtrem typu dolní propust – pro odstranění signálů s vyššími frekvencemi, teplotní kompenzací a umožňující konfiguraci 0g offsetu.



Obr. 22 Digitální akcelerometr – MMA7455L

Hlavní přednosti digitálního akcelerometru

- Digitální výstup (I²C/SPI)
- Miniaturní provedení (3x5x0,8mm), LGA vývody
- Tři citlivé osy – x, y, z v jednom zařízení (2g, 4g, 8g)
- Možnost kalibrace – offset
- Velmi nízká spotřeba – 400μA
- Nízkonapěťový provoz – 2,4V – 3,6V

5.1.2 MMA7660FC – MEMS digitální akcelerometr

Tento akcelerometr je rovněž kapacitní – fungující na principu změny kapacity vnitřního integrovaného kondenzátoru, vlivem působící síly vzniklé zrychlením pouzdra senzoru. Kondenzátor je tvořen MEMS technologií na polovodičovém substrátu. Obsahuje tři elektrody, z nichž elektroda umístěna ve středu, je ovlivňována měřenou veličinou.



Obr. 23 Digitální akcelerometr – MMA7660FC

Hlavní priority tohoto digitálního akcelerometru

- Digitální výstup (I²C)
- Velmi malé provedení (3x3x0,9mm)
- Tři citlivé osy – x, y, z v jednom zařízení (±1,5g)
- Nízká spotřeba
 - Vypnutý režim: 0,4μA
 - Aktivní režim: 47μA
- Nízkonapěťový provoz – 2,4V – 3,6V
- Robustní konstrukce – schopnost přežití otřesu do 10000g
- Vyhovuje RoHS

5.1.3 SiP

Systém v jednom pouzdře (SiP – MC13213) tvoří mikrokontroler a tranceiver.

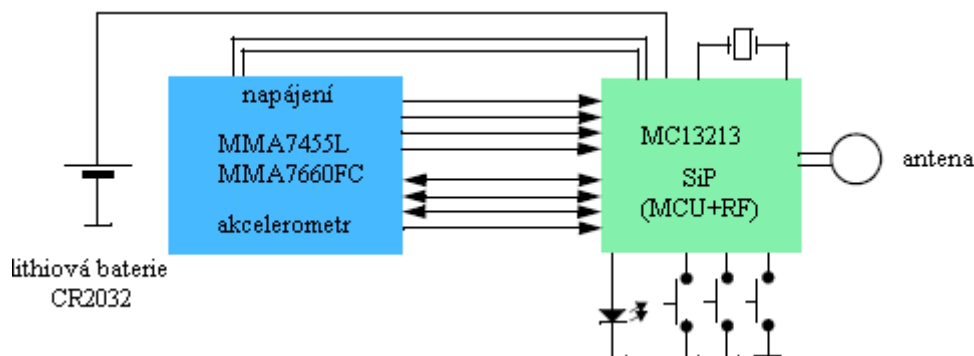
Funkce SiP

- Centrální procesní jednotka HCS08 s taktovací frekvencí max. 40MHz
- 60K flash paměť a 4K RAM paměti
- 16-bitový čítač
- Provozní teplota -40/+85°C
- Jeden 16MHz krystal
- RoHS kompatibilita
- 8 kanálový 10bitový AD převodník
- Dvě samostatné sériové komunikační rozhraní – SCI
- Integrovaný obvod I²C
- Vnitřní generátor hodin
- Modulace O-PQSK 250Kbit/s.
- Přijímací citlivost od -92dBm při 1% chybovosti paketů



Obr. 24 Systém v jednom pouzdře

Senzorová deska je tvořena dvojitou vrstvou plošných spojů tak, aby byly propojeny části, které měří akceleraci a také části pro RF přenos dat, Obr. 25.

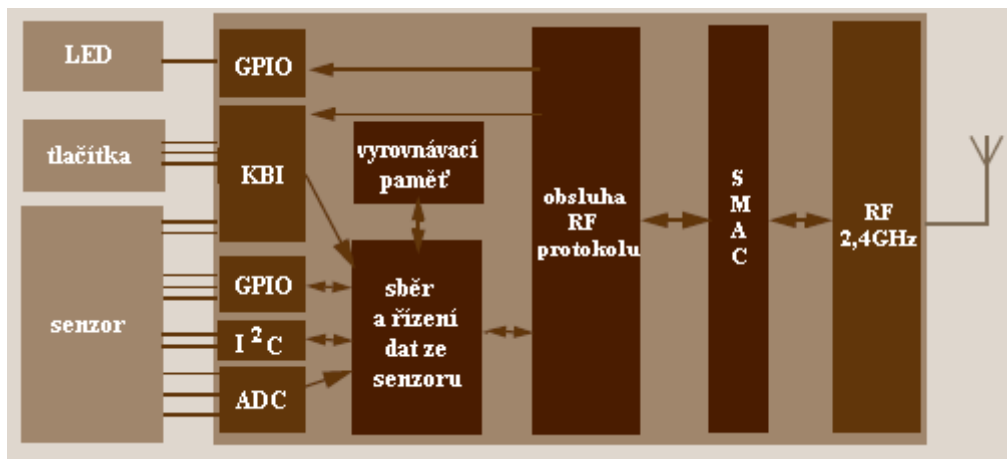


Obr. 25 Blokové schéma senzoru

Úkoly senzorové desky, probíhající ve smyčce 30x/s (perioda = 33,333ms) jsou

- Periodické buzení z úsporného režimu

- Měření zrychlení ve třech osách
- Tvorba datového rámce
- Použití SMAC pro odeslání datového rámce přes RF
- Spánkový režim



Obr. 26 Schéma softwaru u snímače

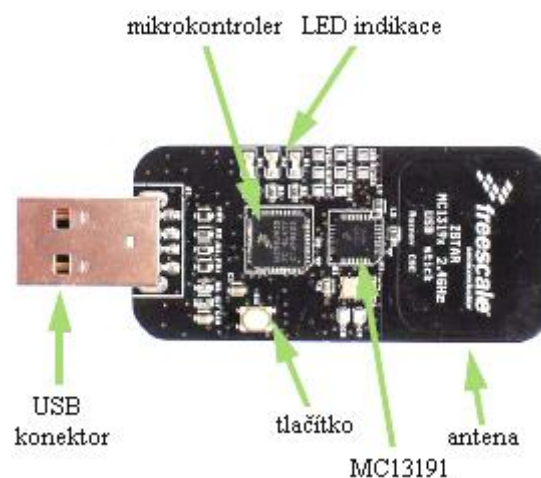
Software, Obr. 26, umožňuje proces autokalibrace offsetem kalibrační hodnoty. Senzorová deska spustí automatickou kalibraci pro každý g rozsah na snímači – pro každou osu.

RF rozhraní obsahuje vnitřní přepínač pro příjem a přenos, proto lze využívat jednoduché antény, která je ve tvaru smyčky (úsměvu) o rozměru 10,7x24,3 mm vytvořená mědí o šířce 1,25mm.

5.2 USB rozhraní

Druhou částí ZSTAR3 sestavy, je přijímač s USB řadičem a rozhraním (Obr. 27). Modul tak tvoří most mezi RF komunikací a USB propojením s počítačem.

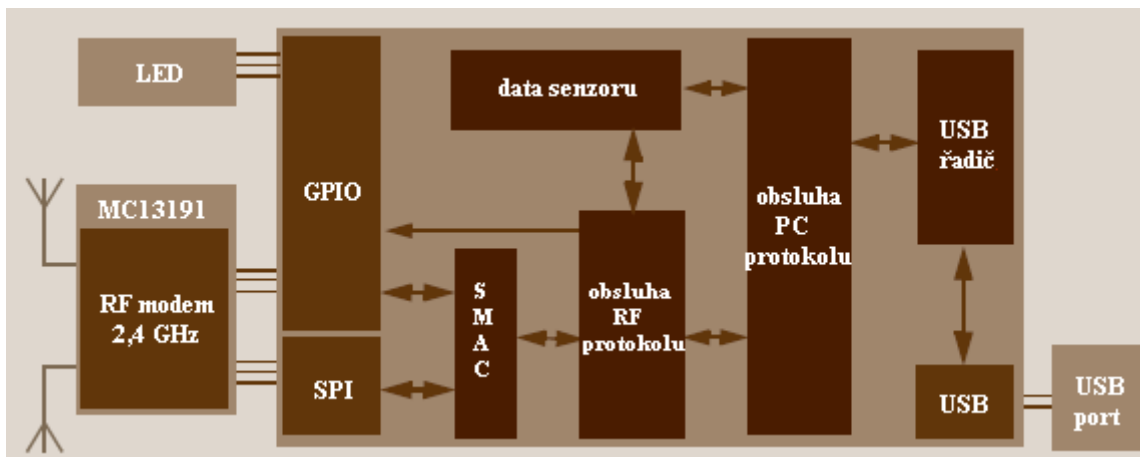
Data naměřená senzory jsou vysílačem odeslána bezdrátovou technologií k přijímači desky, kde dochází k jejich uložení do RAM paměti. Jiný proces pak zajišťuje zpracování USB komunikace.



Obr. 27 Přijímač USB

Přijetí dat, uložení do vyrovnávací paměti RAM a ovládání komunikace USB jsou nezávislé procesy. Jediným společným bodem je akcelerometr a data ve vyrovnávací paměti.

RF software, Obr. 28, komunikuje se senzory a stahuje od nich nejnovější naměřená data. Tyto data ukládá do paměti RAM, odkud je lze zcela nezávisle číst. Protokol, který je použit v počítači se zakládá na jednoduchém hvězdicovém seskupení.

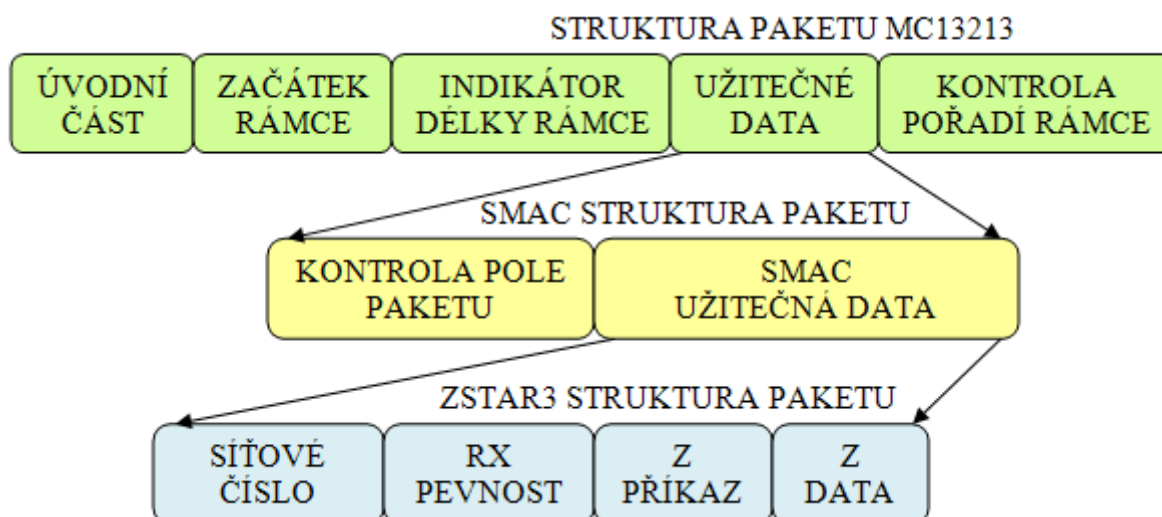


Obr. 28 Schéma softwaru USB přijímače

5.2.1 RF protokol

ZSTAR3 používá jednoduchý časově založený protokol pro RF přenos informací mezi senzory a USB deskou. Tento protokol je založen na hvězdicové topologii pro síťovou komunikaci jednoho hlavního prvku (USB) s podřízenými prvky (senzory). Data jsou přenášena Z-paketem, Obr. 29. Tento paket obsahuje identifikaci síťového čísla a jedna perioda trvá 30Hz (33,333ms).

5.2.2 Formát Z-paketu



Obr. 29 Z – paket

LED indikace ZSTAR3 protokolu

USB obsahuje tři LED diody, které upozorňují na aktuální stav. První dvě diody jsou vyhrazeny pro RF protokol. Třetí dioda zobrazuje stav USB komunikace a běh USB aplikace (sériový port).

Aktuální stav dle prvních dvou LED diod

- Vysílací režim – v tomto režimu ZSTAR3 USB hledá v dosahu všechny senzory a také vybírá nejvhodnější kanál pro komunikaci
 - RF kanál – LED1 bliká velmi pomalu dvakrát za sebou, LED2 je vypnuta
 - ZSTAR3 senzor – LED1 je vypnuta, LED2 bliká velmi jasně a rychle
- Stav RF sítě – LED1 bliká v závislosti na přijímání datových zpráv ze snímačů, LED2 bliká velmi rychle, ale méně jasně

Také senzory mají LED diodu pro zjištění aktuálního stavu

- LED nesvítí – senzor není aktivní
- LED světle bliká s frekvencí 6,5Hz – stav vysílání a hledání USB, tento stav následuje po probuzení senzoru
- LED jasně bliká s frekvencí 17Hz – vysílací mód, dochází k sestavování STAR3 sítě
- LED světle bliká s frekvencí 30Hz – režim chodu, komunikace s USB

5.3 ZigBee standard

Standard ZigBee byl vyvinut mezinárodním konsorciem firem ZigBee Alliance a uveden v platnost v listopadu roku 2004. Je navržen jako jednoduchá bezdrátová komunikační síť a vyznačuje se vlastnostmi jako jsou jednoduchost, velmi nízká spotřeba energie, schopnost vytvářet statickou síťovou strukturu, spolehlivost a především příznivá cena.

Standard ZigBee je založen na využití fyzické a linkové vrstvy podle mezinárodního standardu IEEE 802.15.4. Pro tento standard je definováno několik rádiových pásem, aby byl akceptovatelný v různých zemích s odlišnými předpisy a kritérii

- Globální použití – pásmo ISM 2,4 GHz s 16 kanály a přenosovou rychlostí 250 kb/s.
- Amerika a Austrálie – pásmo 915 MHz s 10 kanály a přenosovou rychlostí 40 kb/s.
- Evropa – pásmo 868 MHz s jedním kanálem a přenosovou rychlostí 20 kb/s.

Technologie je založena na implementaci přístupové metody CSMA/CA k fyzickému médium, což znamená, že vlastní rádiová část standardu IEEE 802.15.4 této metody využívá na úrovni fyzické a linkové vrstvy komunikačního modelu. Vlastní standard IEEE 802.15.4 definuje komplexní komunikační protokol, který je založen na přenosu datových rámců. Jsou definovány čtyři typy komunikačních rámců využívané buď pro přenos užitečných datových informací, nebo k režijním účelům souvisejícím se sestavením, správou a řízením sítě

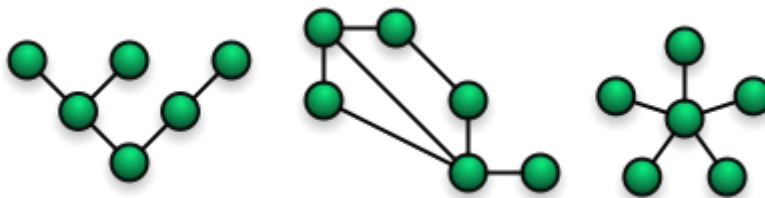
- Data Frame – rámeček s délkou užitečných dat 104 bytu slouží pro přenos užitečné informace pro všechny datové přenosy v kontextu standardu
- Acknowledgement Frame – rámeček sloužící pro přenos potvrzovací informace; je využitelný pouze na úrovni MAC pro potvrzovanou komunikaci a je vysílán v takzvaném „mrtvém čase“ ihned po přenosu paketu
- MAC Command Frame – rámeček slouží k centralizovanému konfigurování, nastavení a řízení klientských zařízení v síti ZigBee
- Beacon Frame – rámeček slouží k synchronizaci zařízení v síti a je využíván hlavně při konfiguraci sítě v módu beacon enable, v němž umožňuje uvádění klientských zařízení do spánkových režimů s extrémně sníženou spotřebou.

Na základě časové synchronizace mezi centrální stanicí a koncovou stanicí dochází u „uspané“ koncové stanice k probouzení ve vymezeném časovém intervalu, a poté jsou přeneseny užitečné informace.

Topologie sítě ZigBee

Standard ZigBee založený na fyzické a linkové vrstvě IEEE 802.15.4 definuje tři typy síťové topologie, Obr. 30.

- Hvězda
- Strom
- Síť



Obr. 30 Topologie ZigBee – strom, síť, hvězda

U topologie typu hvězda, je vždy definováno jedno zařízení, které přebírá funkci koordinátora sítě a ostatní zařízení působí ve funkci koncových zařízení.

Struktura protokolů ZigBee

Struktura protokolu je navržena maximálně úsporně kvůli předpokládané implementaci do málo výkonných jednočipových 8bitových mikrokontrolerů s velmi omezenými paměťovými dispozicemi. Proto struktura protokolů nezabere více než asi 30 kB v systémové paměti, a je tedy mnohonásobně úspornější než standard Bluetooth, který vyžaduje více než 100 kB operační paměti.

Nad vrstvami standardu IEEE 802.15.4 je ve vlastním standardu ZigBee definována síťová vrstva a struktura pro aplikační vrstvu. Síťová vrstva provádí připojování k síti a odpojování od ní, zabezpečení a směrování paketů. Dále zajišťuje objevování zařízení v rámci jednoho přeskočení. U koordinátora sítě ZigBee je odpovědná za start sítě a přiřazování adres nově začleněným zařízením.

Aplikační vrstva protokolu ZigBee se skládá z pomocné aplikační podvrstvy, objektů ZigBee

a uživatelských aplikačních objektů. Aplikační pomocná podvrstva udržuje párovací tabulky, které umožňují párování zařízení podle poskytovaných služeb a požadavků. Objekt ZigBee definuje roli zařízení v rámci sítě ZigBee (koordinátor, směrovač nebo koncové zařízení), zajišťuje objevování zařízení a vyhledávání poskytovaných služeb.

Komunikace mezi zařízeními sítě se odvíjí od profilu ZigBee, což je souhrn vlastností možných zařízení a definic typů a formátů zpráv mezi jednotlivými zařízeními tak, aby tvořily smysluplnou aplikaci. Profily ZigBee musí být jednoznačně určeny 16bitovým identifikátorem, který vydává na základě žádosti společnost ZigBee Alliance. V rámci profilu ZigBee si pak tvůrce aplikace definuje deskriptory zařízení, identifikátory zpráv a poskytované služby.

Bezpečnost

Jako základní zabezpečení ZigBee se používá AES s klíčem o délce 128 bitů který je implementován v síťové vrstvě. Pokud je třeba provést zabezpečení už na úrovni MAC je realizováno již v MAC vrstvě pomocí AES. Díky tomu je možné ověřit autenticitu a integritu MAC rámce a zajistit jeho důvěrnost.

Síťová vrstva používá k zabezpečení SSP. Tato vrstva zajišťuje zabezpečení ochozích rámců, dekodování a ověřování pravosti příchozích rámců. Jako zabezpečovací algoritmus je použit AES v mírně modifikovaném módu CCM. Síťová vrstva je zodpovědná za realizaci zabezpečení. Vyšší vrstvy se starají o nastavení SSP (nastavení klíčů a udávají, jakým způsobem bude použit CCM pro jednotlivé rámce).

5.4 Software ZSTAR

ZSTAR3 GUI je speciální aplikace vyvinuta pro Freescale. Umožňuje zobrazení aktivních senzorů (max. 16), jejich základních vlastností, včetně aktuálních informací o akceleraci.

Rozhraní umožňuje výběr senzoru, u kterého chceme zobrazit podrobnější informace a průběhy v reálném čase.

5.4.1 Hlavní panel ZSTAR3 GUI

Tvoří jej tři části

- Ovládací prvky s informacemi o ZSTAR aplikaci
- Přehled senzorů
- Možnosti a aktuální informace o senzoru

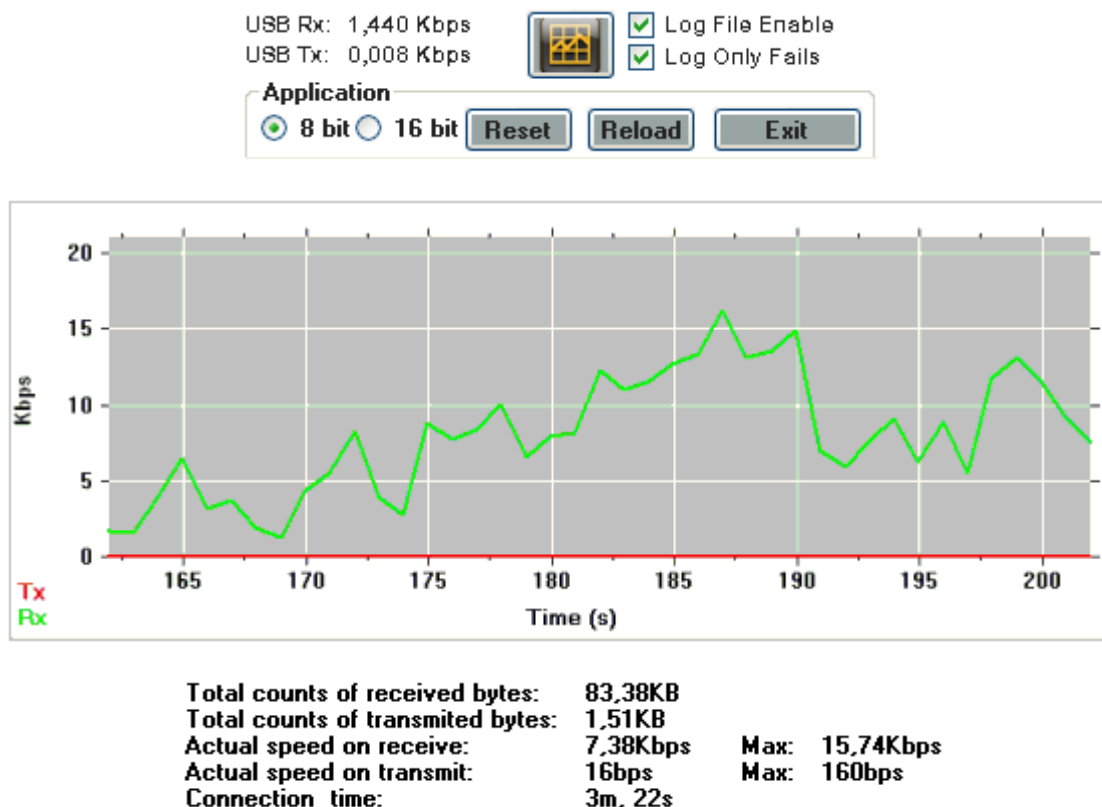
Ovládací prvky s informacemi o ZSTAR aplikaci

Tato část obsahuje možnost výběru portu, ke kterému je připojena USB deska. Dále zobrazuje informaci o označení typu vybraného senzoru a celkovém počtu aktivních snímačů.



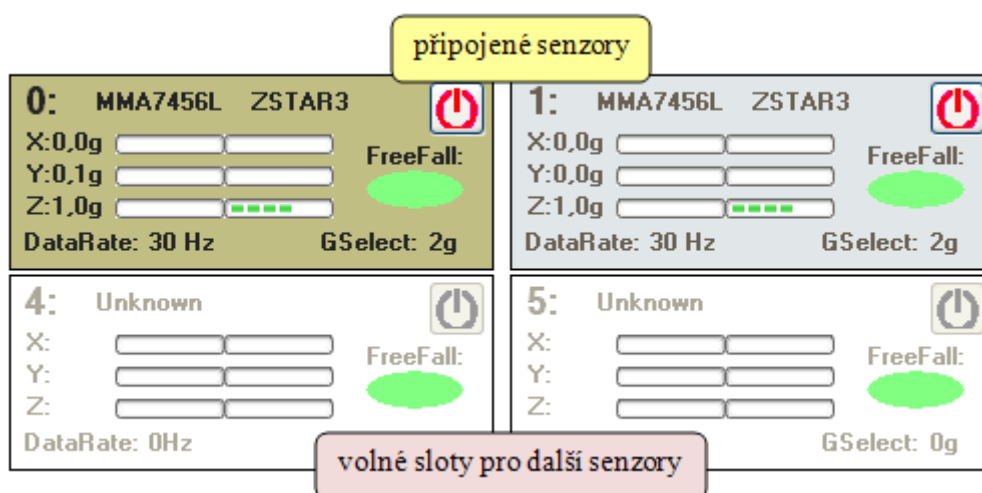
Obr. 31 Ovládací panel pro připojení

Aplikace zahrnuje přepínač bitů (8/16), tlačítka pro reset ZSTAR hardwaru (snímačů), prvek pro zobrazení toku dat z USB desky a jejich základních vlastností.



Obr. 32 Zobrazení toku dat z USB desky

Přehled snímačů



Obr. 33 Přehled aktivních a neaktivních senzorů

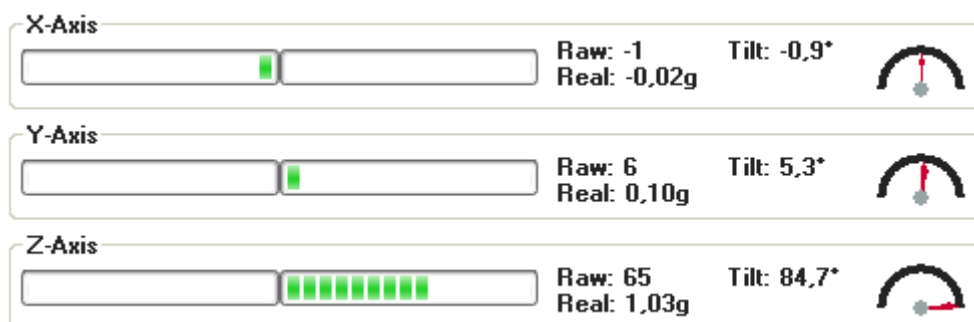
Možnosti a aktuální informace o senzoru

Obsahově jsou zde zobrazeny základní nastavení zvoleného senzoru – index, rozhraní, označení typu snímače, volba zrychlení, přenosová rychlost.



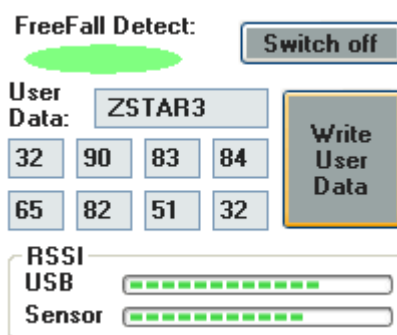
Obr. 34 Informace o aktivním senzoru

Zobrazení aktuální akcelerace (os x, y i z) a náklonu v grafické i textové podobě.



Obr. 35 Průběh akcelerace aktivního senzoru

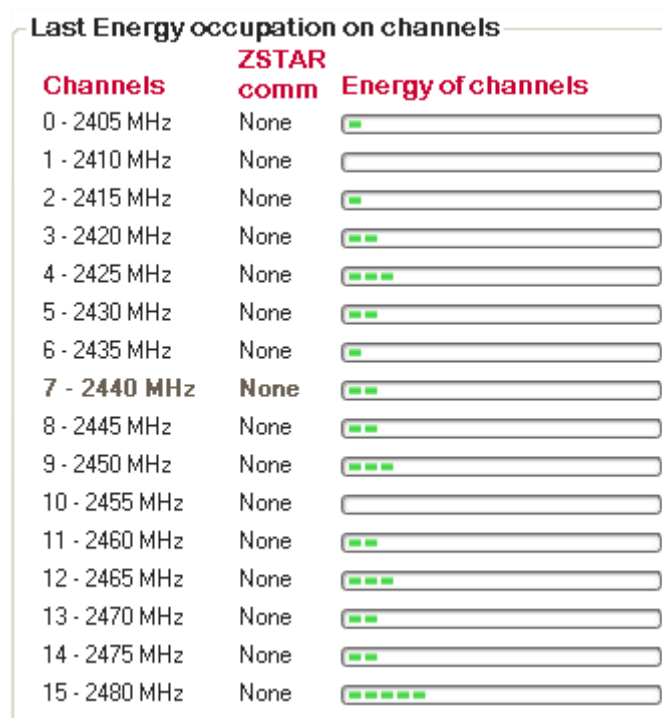
Panel detekce volného pádu a zobrazení kvality signálu pro bezdrátové zařízení.



Obr. 36 Detekce volného pádu a informace o signálu

5.4.2 RF přehled a kontrola

Zobrazení aktivity všech RF kanálů v dosahu a používaný RF kanál.



Obr. 37 Přehled RF kanálů

Používaný RF kanál, řízení změny kanálu a také síťového čísla.

RF Settings

Select channel: 7, 2440MHz

Automatically channel select: False

Automatically select.

Actual NetNum: F1FA

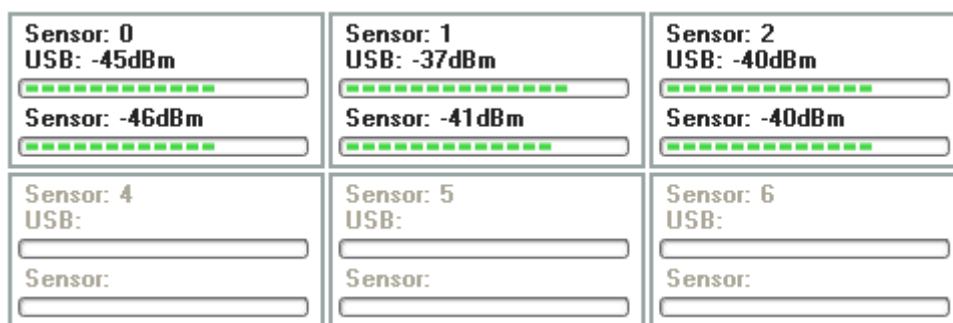
New NetNum

☐ hex ☒ Random

☒ Update Sensors

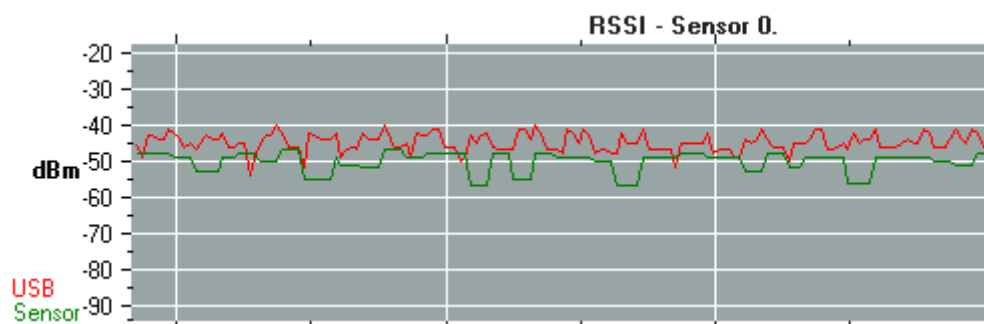
Obr. 38 Menu pro změny v nastavení aktivního senzoru

Informace o intenzitě příchozích signálů aktivních senzorů.



Obr. 39 Intenzita přichozích signálů

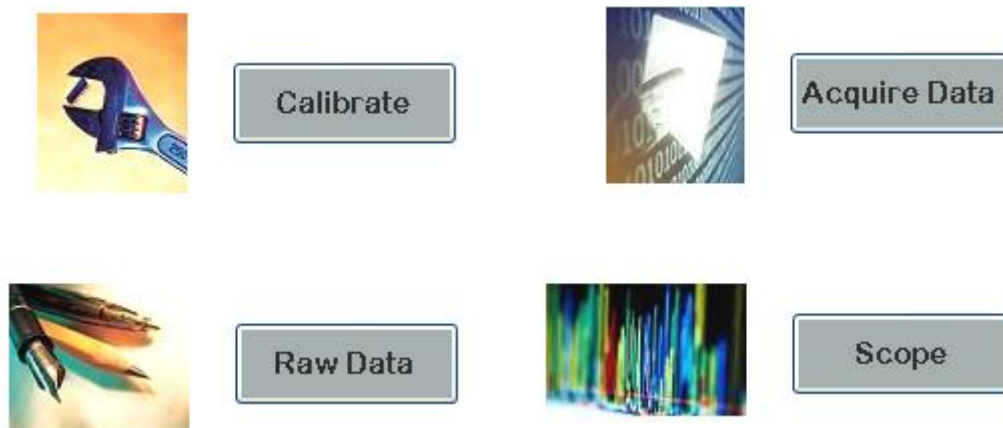
Grafická podoba intenzity přichozích signálů senzoru s označením 0.



Obr. 40 Intenzita signálu aktivního senzoru

5.4.3 Obecné úlohy snímače

Základními možnostmi je kalibrace, uložení dat, převod dat a zobrazení průběhů.



Obr. 41 Menu aktivního snímače

Kalibrace senzoru

Current Calibration Offsets

Current X Offset: **1** Current Y Offset: **26** Current Z Offset: **-29**

Current Sensor Outputs

Current X: **0,06** Current Y: **0,1** Current Z: **1,02**

Obr. 42 Hodnoty offsetu

Flat Board Calibration



Instructions:

1. Place board flat (photo above).
2. Push button "Program New Calibration Values".

Run AutoCalibration process

Obr. 43 Spuštění autokalibračního procesu

Uložení dat

Tato aplikace slouží k ukládání dat. Po spuštění tlačítka, jsou data ukládány do excelu.

Výběr senzorů, od kterých budou data ukládány.

Select Sensors

<input checked="" type="checkbox"/> 0 - MMA7456L, 30 Hz, 2g	<input checked="" type="checkbox"/> 1 - MMA7456L, 30 Hz, 2g
<input checked="" type="checkbox"/> 2 - MMA7456L, 30 Hz, 2g	<input type="checkbox"/> 3 - Unknown, 30 Hz, 0g
<input type="checkbox"/> 4 - Unknown, 30 Hz, 0g	<input type="checkbox"/> 5 - Unknown, 30 Hz, 0g
<input type="checkbox"/> 6 - Unknown, 30 Hz, 0g	<input type="checkbox"/> 7 - Unknown, 30 Hz, 0g
<input type="checkbox"/> 8 - Unknown, 30 Hz, 0g	<input type="checkbox"/> 9 - Unknown, 30 Hz, 0g
<input type="checkbox"/> 10 - Unknown, 30 Hz, 0g	<input type="checkbox"/> 11 - Unknown, 30 Hz, 0g
<input type="checkbox"/> 12 - Unknown, 30 Hz, 0g	<input type="checkbox"/> 13 - Unknown, 30 Hz, 0g
<input type="checkbox"/> 14 - Unknown, 30 Hz, 0g	<input type="checkbox"/> 15 - Unknown, 30 Hz, 0g

Obr. 44 Volba snímače pro uložení dat

Zvolení rychlosti, kterou budou data ukládána.

Select Measuring Data Rate

☒ 30 Hz
 ☐ 60 Hz
 ☐ 120 Hz

Obr. 45 Rychlost ukládání dat

Menu pro výběr v jakém formátu budou data uloženy a typ dat – nezpracované data, skutečné data, absolutní hodnoty zrychlení nebo náklon.

Po stisknutí tlačítka ‚start‘ jsou data nahrávána do excelu. Pro uložení souboru s daty musí být ukládání zastaveno.

Acquire

Settings

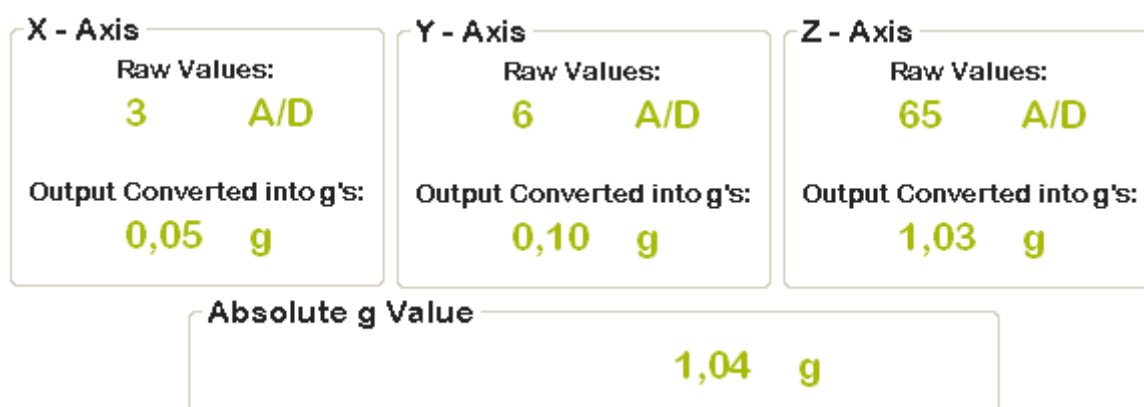
<input checked="" type="radio"/> Direct to Excel	<input checked="" type="checkbox"/> Raw
<input type="radio"/> To CSV file	<input checked="" type="checkbox"/> Real
(only one Sensor)	<input checked="" type="checkbox"/> Absolute g
	<input checked="" type="checkbox"/> Tilt

Start Acquire Data

Acquiring time:
0 s

Obr. 46 Formát dat

Aplikace pro zobrazení dat před A/D převodem a po něm.



Obr. 47 A/D převod dat

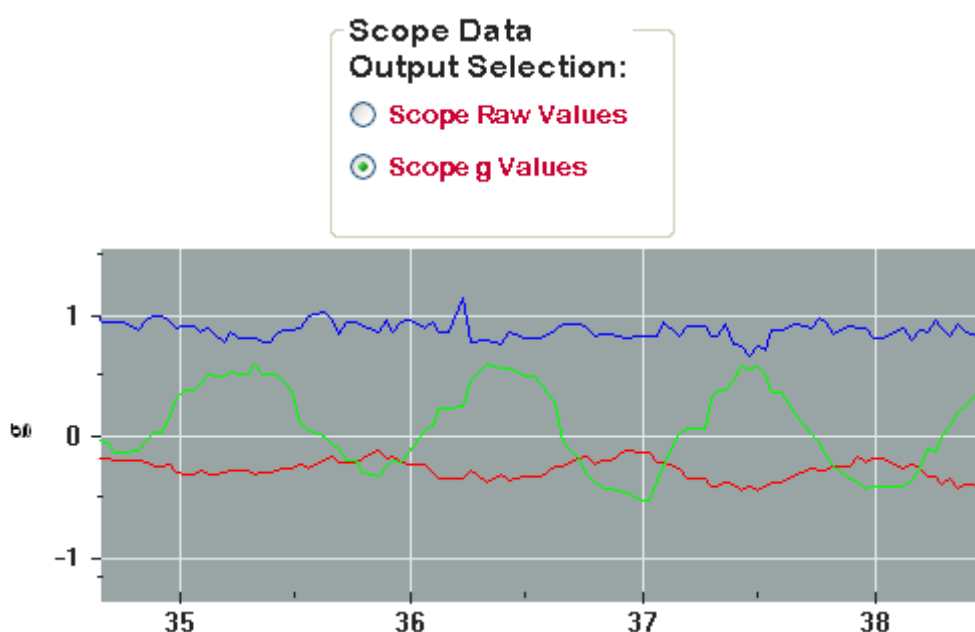
Zobrazení dat

Panel pro zobrazení nezpracovaných a zpracovaných dat, filtrace zpracovaných dat.



Obr. 48 Zobrazovací panel

Menu pro zobrazení skutečných hodnot nebo akcelerace.



Obr. 49 Výstup aktivního senzoru

5.4.4 Další uživatelské funkce ZSTAR softwaru

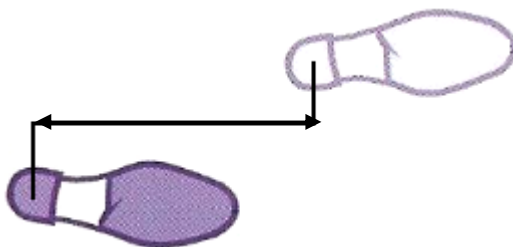
- Detekce náklonu x, y, z
- Detekce náklonu ve dvou osách
- Filtrace
- PDA rolování obrazovky
- Detekce volného pádu
- Detekce vibrací
- Výpisy registrů
- Detekce dvojkliku

5.5 Fáze lidské chůze

Před vytvořením uživatelského rozhraní, je zapotřebí ujasnit si základní přechod fází lidské chůze.

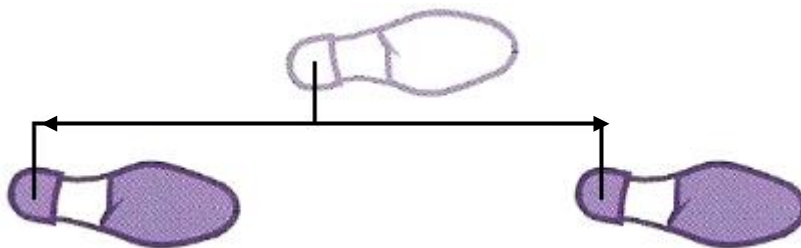
Krok, dvojkrok, kadence a rychlost jsou velmi důležité, vzájemně propojené kvantitativní kinematické parametry chůze. Krok a dvojkrok nejsou synonyma.

Krok, Obr. 50, je vzdálenost od místa dotyku chodidla s podložkou jedné nohy k bodu styku podložky s chodidlem nohy druhé – vzdálenost kontaktu pravé a levé paty s podložkou.



Obr. 50 Krok

Dvojkrok, Obr. 51, je vzdálenost kontaktu chodidla s podložkou a dalším kontaktem stejné nohy s podložkou. Dvojkrok obsahuje pravou a levou délku kroku. Snížení funkce, přítomnost bolesti nebo svalové slabosti, může mít za následek snížení kroku, dvojkroku nebo obojího. Patologický krok běžně vytváří asymetrie v délce u obou dolních končetin.



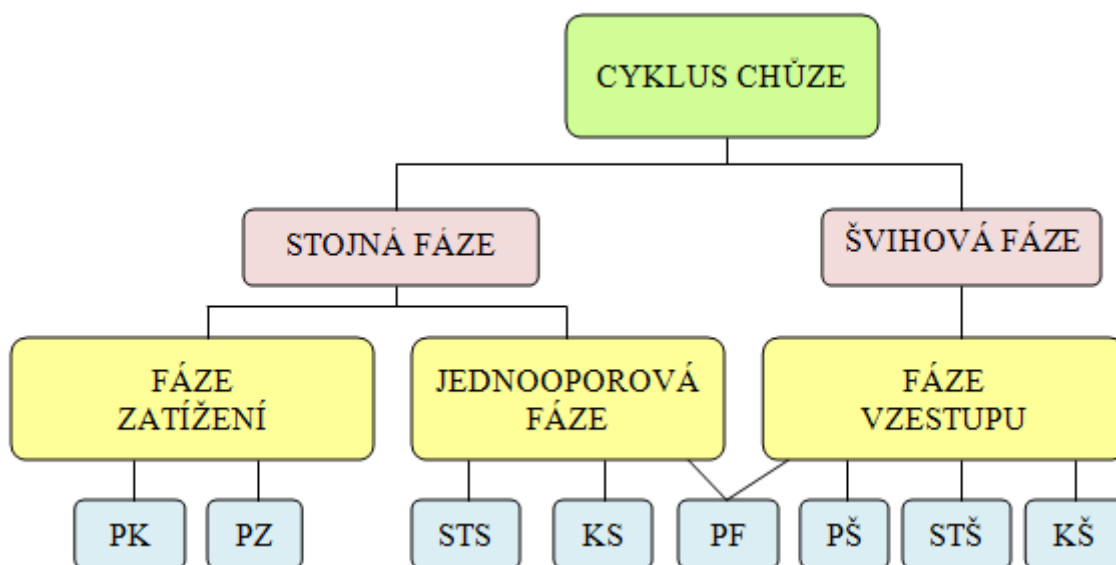
Obr. 51 Dvojkrok

Kadence je definována jako počet kroků v daném čase, nejčastěji v krocích za minutu.

Rychlost je vzdálenost za danou časovou jednotku, udávaná běžně v centimetrech za sekundu nebo metrech za minutu. Rychlost je nejlepším ukazatelem schopnosti chůze. Rychlost lze také kvalitativně popsat jako normální, pomalou nebo rychlou. V případě normální chůze se jedná o individuální samostatně zvolenou rychlost. Rychlá chůze je maximální možná rychlost daného jedince a pomalá rychlost je rychlost nižší než chůze normální. Rychlá chůze může být až o 44% větší než chůze normální.

Šířka oporné báze je zpravidla v rozmezí 5 a 10 centimetrů. Měří se od středu paty jedné nohy po střed paty nohy druhé. Široká báze chůze zvyšuje stabilitu, ale snižuje energetický účinek.

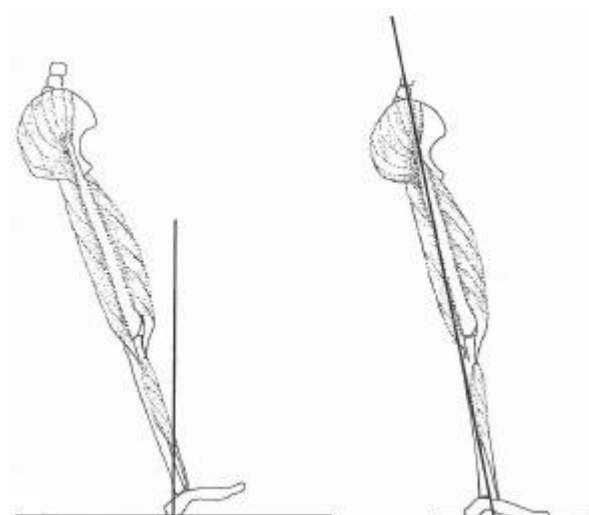
Cyklus chůze, Obr. 52, je rozdělen na fázi stojnou a švihovou. Stoj je čas, kdy je noha v kontaktu s podložkou, tato doba představuje přibližně 60% z cyklu chůze. Za švihovou fází je považována doba, kdy noha není v kontaktu s podložkou, ta představuje zbylých 40% z cyklu chůze.



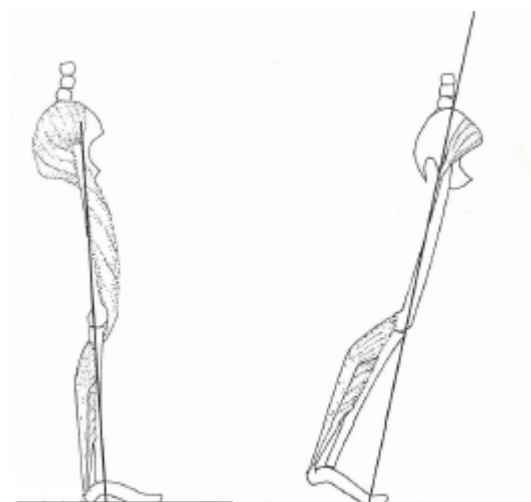
Obr. 52 Fáze lidské chůze

Existuje pět mezifází stojné fáze

- PK – počáteční kontakt
- Z – přenos zátěže
- STS – střed stoje
- KS – konec stoje
- PF – přechodná fáze



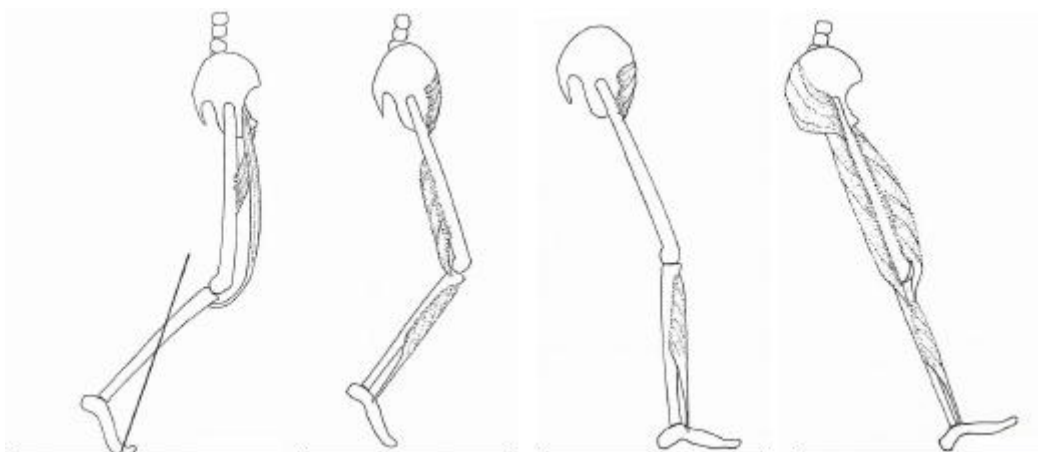
Obr. 53 Fáze zatížení – počáteční kontakt a přenos zátěže



Obr. 54 Jednooporová fáze – střed stoje a konec stoje

Švihovou fázi lze rozdělit do třech mezifází

- PŠ – počátek švihu
- STŠ – střed švihu
- KŠ – konec švihu



Obr. 55 Přechodná fáze, počátek švihu, střed švihu a konec švihu

5.6 Uživatelské rozhraní

Systém MATLAB, vyvinutý v roce 1984 firmou The Mathworks, Inc. v USA, je software, s jehož pomocí lze provádět řadu operací, spojených s matematikou, grafikou, reálným měřením a přenosem dat. Pomocí řady rozšiřujících knihoven, tzv. toolboxů, se možnosti základního jádra ještě rozšiřují. Uživatel může provádět získávání, analýzu, optimalizaci a vizualizaci dat z mnoha technických i jiných oborů.

Grafické uživatelské rozhraní GUI (Graphical User Interface) je uživatelské rozhraní sestavené z grafických objektů (komponent) jako jsou tlačítka, textová pole, posuvné seznamy, nabídky apod. Poskytuje rozhraní mezi uživatelem a aplikací podřízeným kódem.

GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) je vývojové prostředí MATLABu poskytující soustavu nástrojů pro tvorbu GUI. Tyto nástroje proces návrhu a programování GUI velmi zjednodušují. GUIDE poskytuje nejen sadu návrhových nástrojů, ale také generuje výsledný m-file, který obsahuje kód pro ovládání, inicializaci a spouštění GUI. Tento m-file poskytuje kostru pro implementaci *callback* funkcí (funkce, které se vykonají, jakmile uživatelé aktivují objekty v GUI).

Návrhové nástroje GUIDE jsou následující

- Layout Editor – přidává a uspořádává objekty GUI do návrhu
- Alignment Tool – seřadí objekty navzájem mezi sebou
- Property Inspector – nastavuje a dohlíží na vlastnosti objektu
- Object Browser – sleduje seznam ukazatelů objektu v aktuální sekci MATLABu
- Menu editor – vytváří řádkové menu okna a kontextové menu
- Tab Order Editor – mění pořadí, ve kterém jsou prvky vybrané tabulátorem

Vytvoření GUI zahrnuje dvě základní úlohy

- Vybrání komponent a uspořádání v návrhovém editoru (Layout Editor) GUIDE
- Naprogramování *callback* funkcí použitých komponent

5.6.1 Návrh GUI

Uživatelské rozhraní pro vizuální zobrazení dat, získaných při měření pohybu u pacientů s pohybovým omezením, by mělo být po grafické stránce jednoduché a zároveň přehledné pro snadné ovládání i méně zkušenými uživateli.

Hlavní požadavky jsou

- Zobrazení naměřených dat
- Možnost zobrazení pouze zvoleného časového úseku dat
- Detekce přechodu jednotlivých fází chůze

Prvním a zásadním krokem bylo navržení uživatelského rozhraní, které by splňovalo stanovené požadavky.

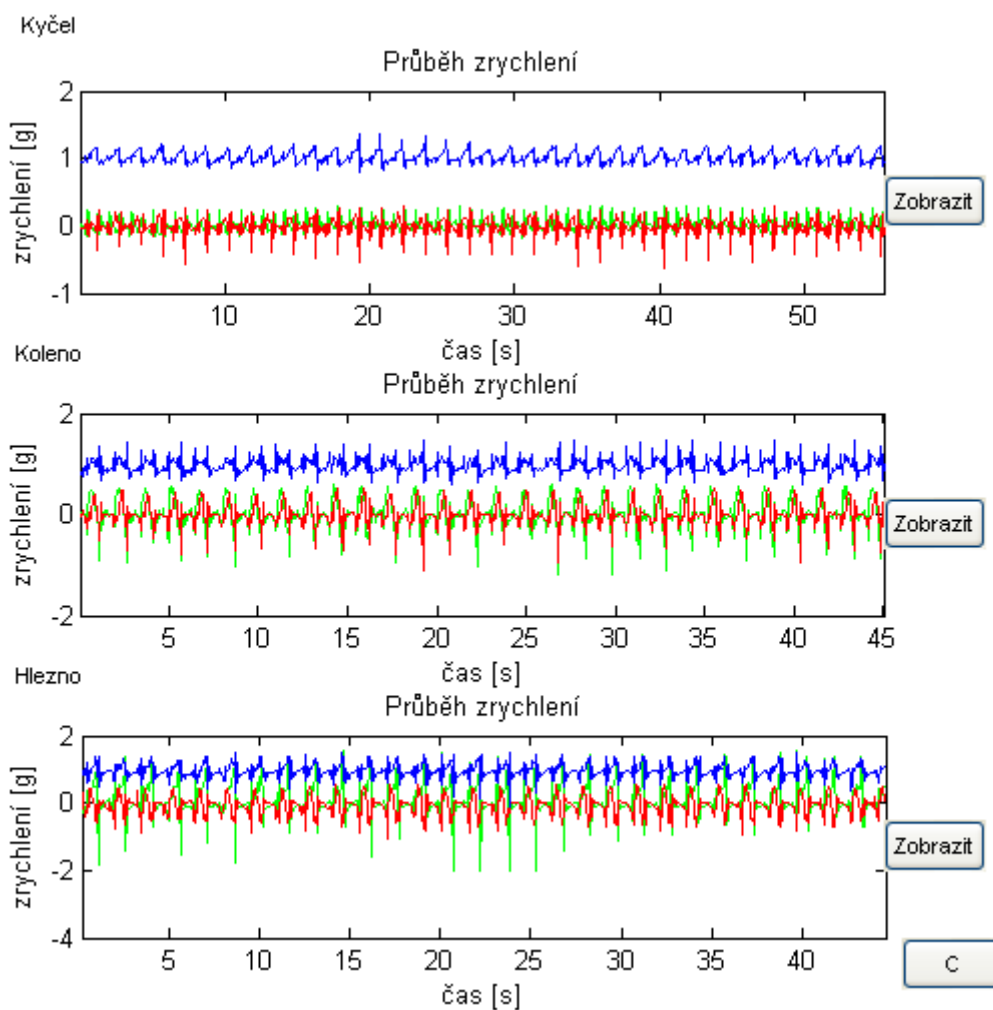
Prvky, které tvoří návrh aplikace jsou

- Grafy – axes
- Menu – popup menu
- Tlačítka – push button

Po vytvoření a spuštění návrhu, dojde k automatickému vygenerování dvou souborů. Vzhled vytvořený GUI ukládá GUIDE do souboru s příponou *. fig a jeho zdrojový kód do souboru *. m.

Vzájemné provázání grafických objektů spočívá v nutnosti zajistit komunikaci zpětnou vazbou. Pro přehlednost je využito globálních proměnných, které provázejí celý m-soubor. Tímto způsobem je ošetřeno komplikované přepisování kódu v celém rozsahu návrhu.

Zobrazení dat



Obr. 56 Průběh zrychlení na velkých kloubech

Tuto část aplikace tvoří tlačítka a grafy pro zobrazení akcelerace.

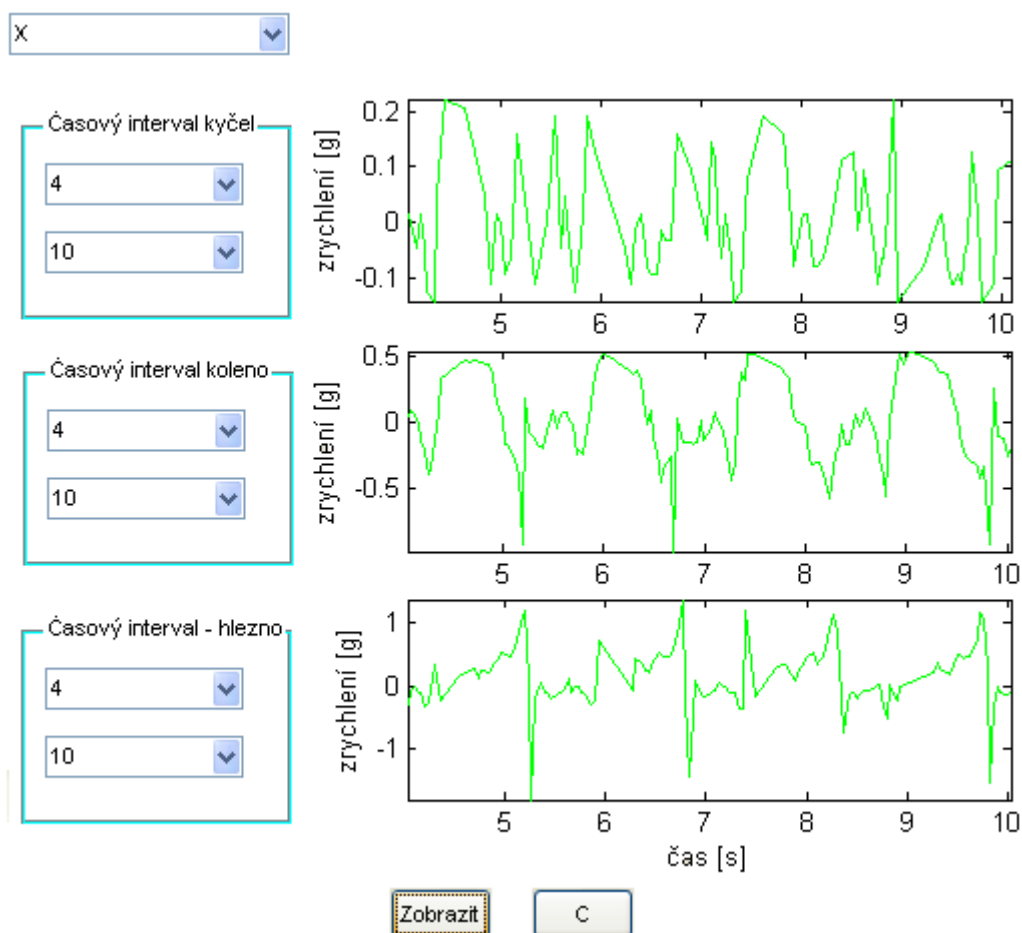
Součástí je legenda s barevným označením pro jednotlivé zrychlení – podle osy x, y nebo z.

Volba zobrazené osy

K zobrazení jen jedné osy – x, y nebo z do grafické podoby, slouží menu, které je umístěno nad menu pro volbu časového intervalu.

Zobrazení časového úseku

K detailnějšímu vyobrazení určitého úseku dat slouží několik prvků typu – menu. Tyto elementy jsou navrženy pro každý snímací bod zvlášť, proto lze libovolně měnit časový interval každého senzoru dle potřeby.

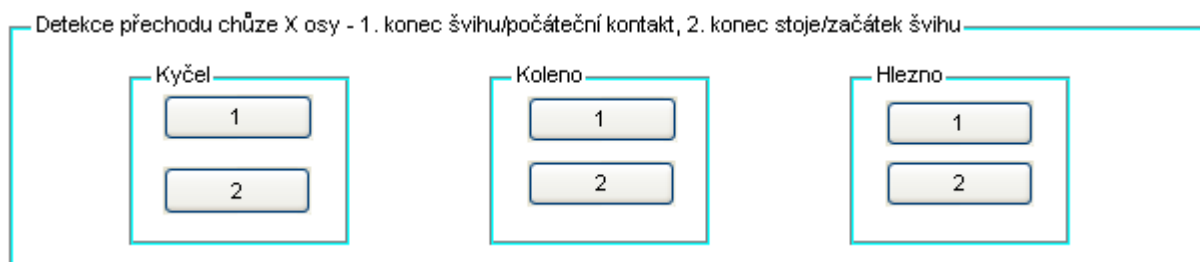


Obr. 57 Zobrazení vybraného intervalu

Detekce přechodu fází

Pro zobrazení přechodu rozsahu pohybu u chůze slouží tlačítka, které ukrývají kód pro vhodnou detekci, kdy dolní končetina přechází ze švihové fáze na fázi stojnou a naopak.

Rozsahy, které slouží pro detekci, lze zjistit z analýzy stojné a švihové části chůze v jednotlivých kloubech. Nejlépe viditelné přechody se nacházejí na průbězích zrychlení hlezna, neméně zřetelné jsou u kyčle.



Obr. 58 Rozhraní pro detekci

Spuštění aplikace

Prvním krokem, než dojde ke spuštění aplikace je otevření souboru kde se nachází data získaná měřením. V tomto souboru, který je ve tvaru tabulky je nezbytné zaměnit čárku za tečku. MATLAB neumožňuje práci se soubory, kde se nacházejí jako dělicí znaky u desetinných míst čárky.

Název souboru dat pro načtení je zapsán do – *nacist_zrychleni_ze_souboru.m*. Zde je také možné měnit počet řádků pro načtení.

Všechny hlavní požadavky pro vytvoření uživatelského rozhraní byly splněny a aplikace po naprogramování *callback* funkcí je plně funkční.

[3], [14], [15], [16], [17], [18], [24], [25], [26], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38]

6. Zpracování dat

Měření probíhalo u dvou pacientů na pracovišti ING corporation, spol. s r.o., ortopedické protetice ve Frýdku Místku za přítomnosti odborného dozoru.



Obr. 59 Pracoviště ING corporation, spol. s r.o.

Po připojení snímačů na hlavní velké klouby dolní končetiny, kyčelní, kolenní a hlezenní bylo zapotřebí kalibrovat všechny tři snímače a po té také ověřit průběhy zrychlení, zda odpovídají skutečnému posunu končetiny.



Obr. 60 Umístění snímačů na dolní končetině

6.1 Pacient č. 1.

Rok narození	1987
Typ onemocnění	Bez jakýchkoliv disfunkcí
Příčina onemocnění	-
Další potíže	-
Omezení v běžném životě	Žádné
Aktivity	Jízda na kole, plavání, kolečkové brusle
Současné vybavení	-

Tab. 2 Informace o pacientovi č. 1.

První pacient neměl žádné omezení, které by narušovaly jakékoliv aktivity v rámci chůze. Díky datům získaných během měření, bylo možné navrhnout cyklus pro MATLAB, který umožňuje detekci přechodu mezi fázemi

- Konec švihu/počáteční kontakt
vzestupná část zrychlení – konec švihu
sestupná část zrychlení – počáteční kontakt
- Konec stoje/začátek švihu
sestupná část zrychlení – konec stoje
vzestupná část zrychlení – začátek švihu

Z průběhů zrychlení – na osách X – u pacienta č. 1., bylo odebráno 10 kroků ze začátku, středu a konce souboru – celková doba záznamu činila cca. 2 minuty. Na základě průměrných maximálních a minimálních hodnot zrychlení při chůzi byly stanoveny rozsahy vhodné k detekci.

Velmi důležitá je však i nadále vizuální podoba zrychlení, neboť každý krok je individuální a nikdy nebude nabývat zcela totožných hodnot.

Základní údaje o měření

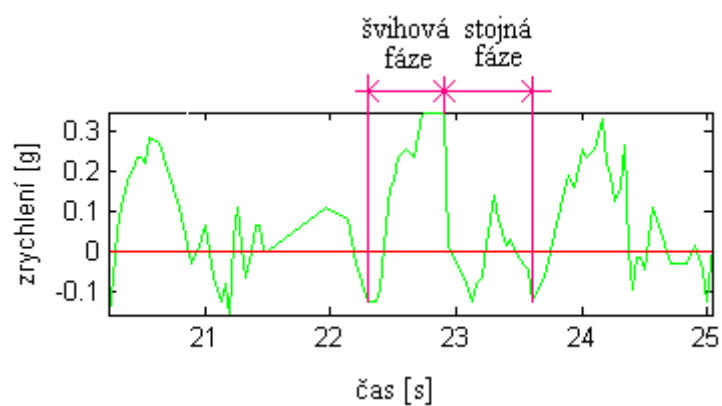
Použité vybavení	USB deska	RD3965	
	Senzor	Kyčel	MMA7455L
		Koleno	MMA7455L
		Hlezno	MMA7455L
Místo měření	Dolní končetina	Pravá	
Přenosová rychlost	30Hz		
Rozhraní	I ² C		

Tab. 3 Informace o měření

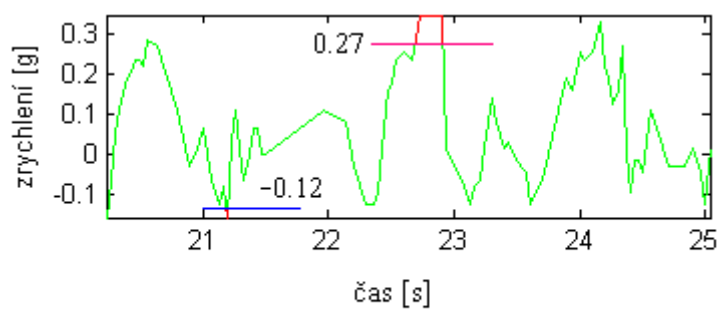
6.1.1 Bez použití ortopedické pomůcky

Bez obuvi – běhací pás

Kyčel



Graf 1 Stanovení přechodu fází – kyčel

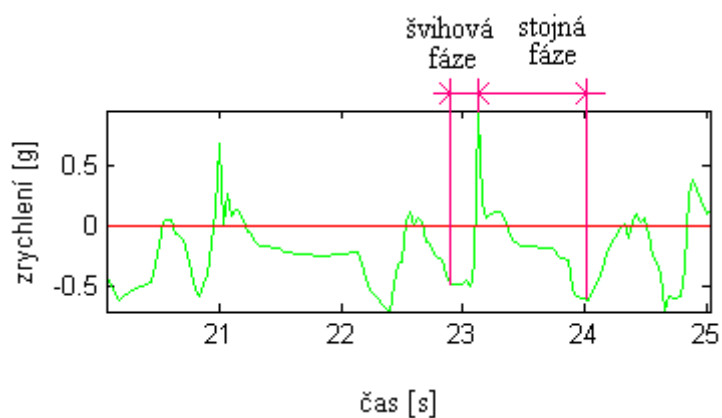


konec švihů/počáteční kontakt

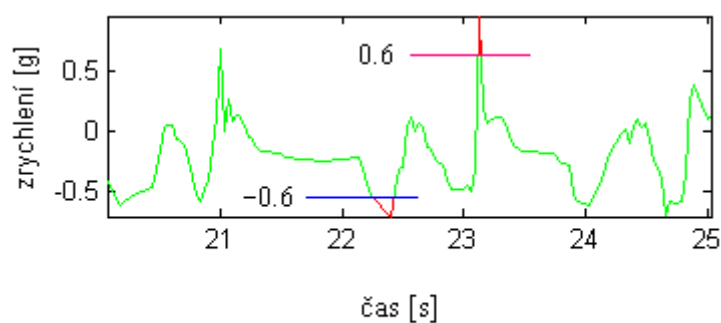
konec stoje/začátek švihů

Graf 2 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno

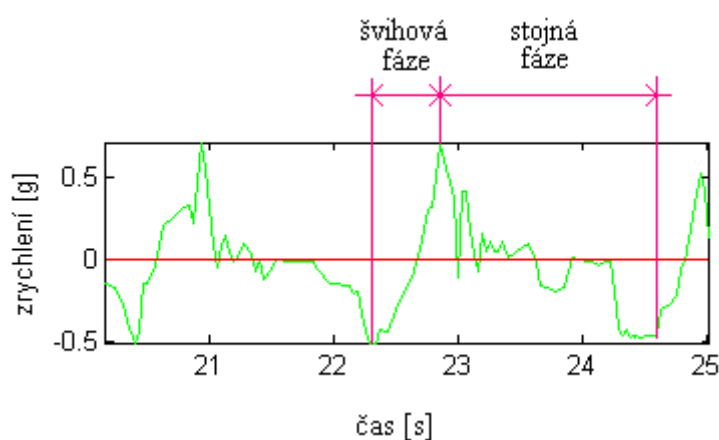


Graf 3 Stanovení přechodu fází – koleno

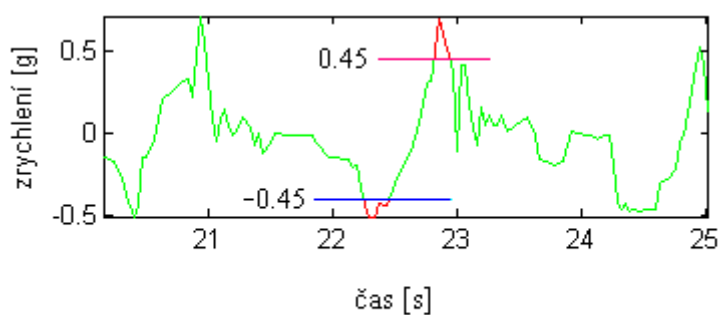


Graf 4 Rozsah detekce přechodu fází – koleno

Hlezno



Graf 5 Stanovení přechodu fází – hlezno



Graf 6 Rozsah detekce přechodu fází – hlezno

U kyčle, Graf 1, je nejsložitější určit vhodné rozsahy pro zobrazení přechodů, konce švihu/počátečního kontaktu a konce stoje/začátku švihu. Nejsnazší určení rozsahu je u dat získaných při měření na hleznu, Graf 5.

V grafech je také zřetelně vidět délka trvání stojné a švihové fáze. Stojná fáze má mnohem delší trvání než fáze švihová. Tabulkově je udáván poměr stoj – 60% a švih – 40%.

6.2 Pacient č. 2.

Rok narození	1947
Typ onemocnění	Poškození vláken nervus peroneus (inervuje dorziflexory nohy) Na pravé dolní končetině – neschopnost aktivního zvednutí špice nohy
Příčina onemocnění	Ve 25 letech poškození nervu úrazem Prosinec 2008 prohloubení poškození nervu zánětem, který se vyskytl v oblasti hlezenního kloubu
Další potíže	Otoky nohou i v oblasti nártu Vysoce klenutá noha Rychlá únava
Omezení v běžném životě	Rychlá únava nohy po delší vzdálenosti – bolestivost ve velkých kloubech (kolenní a kyčelní kloub), bolestivost způsobena degenerativním onemocněním kloubu (artróza) Pro delší vzdálenost nutno použít francouzskou berli – dnes už použití berle omezuje Nevhodnost použití dynamické peroneální ortézy (potíže při nošení v obuvi – nepohodlná) – neschopnost provozování turistiky
Aktivity	Kuželky/bowling Turistika Samostatná
Současné vybavení	Peroneální páska (domácí využití, pro kratší vzdálenosti, nošeno naboso nebo v otevřené obuvi) SAFO ortéza použití na doma, do běžné vycházkové obuvi

Tab. 4 Informace o pacientovi č. 2.



Obr. 61 Přehled ortotických pomůcek

Z průběhů akcelerace – v osách X – u pacienta č. 2., bylo opět odebráno 10 kroků ze začátku, středu a konce souboru – celková doba záznamu činila také cca. 2 minuty. Na základě průměrných maximálních a minimálních hodnot (špiček) ve všech případech, při použití ototických pomůcek i bez nich, byly stanoveny intervaly, vhodné k detekci přechodu rozsahu dolní končetiny.

I nadále je velmi důležitá vizuální podoba zrychlení, u pacienta, který má poškozen nervus peroneus, bude každý krok zcela individuální. Důležité je zohlednit i možnost únavy končetiny na konci měření.

Základní údaje o měření

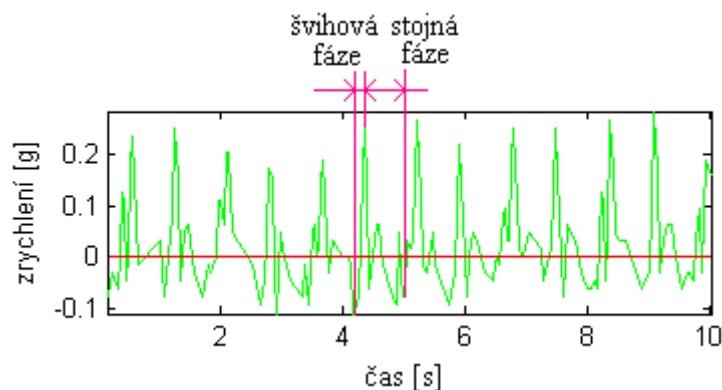
Použité vybavení	USB deska	RD3965	
	Senzor	Kyčel	MMA7455L
		Koleno	MMA7455L
		Hlezno	MMA7455L
Místo měření	Dolní končetina	Pravá	
Přenosová rychlost	30Hz		
Rozhraní	I ² C		

Tab. 5 Informace o měření

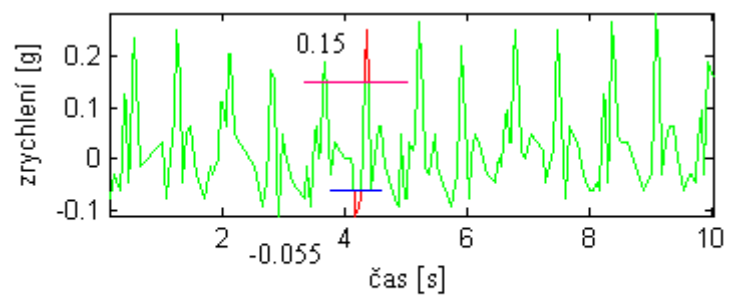
6.2.1 Bez použití ortopedické pomůcky

Obuv – běhací pás

Kyčel



Graf 7 Stanovení přechodu fázi – kyčel

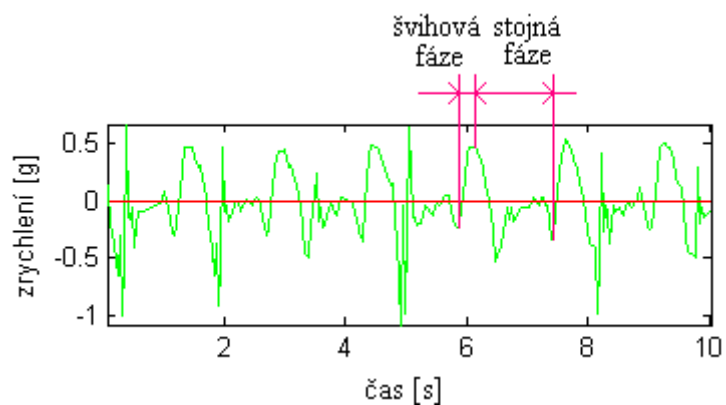


konec švihů/počáteční kontakt

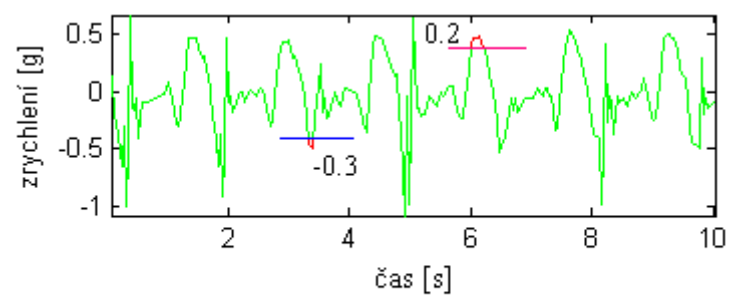
konec stoje/začátek švihů

Graf 8 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno



Graf 9 Stanovení přechodu fází – koleno

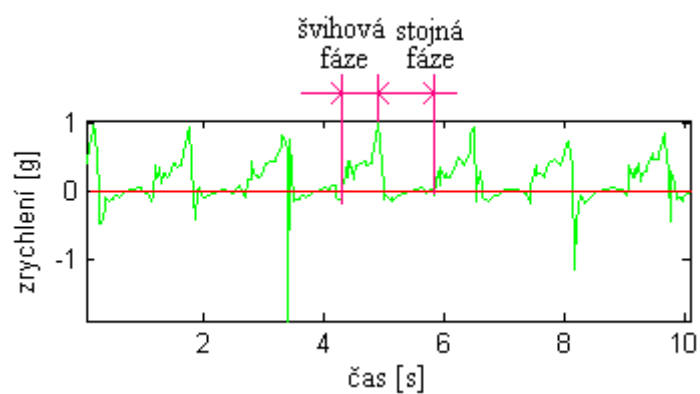


konec švihů/počáteční kontakt

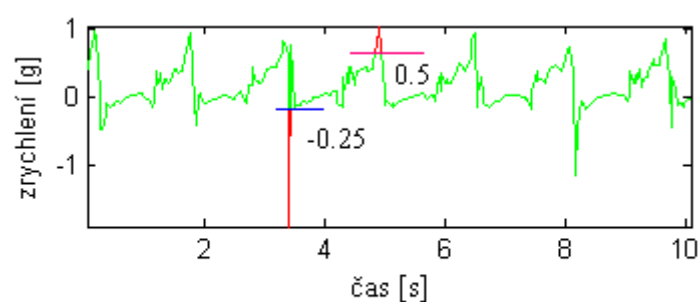
konec stoje/začátek švihů

Graf 10 Rozsah detekce přechodu fází – koleno

Hlezno



Graf 11 Stanovení přechodu fází – hlezno



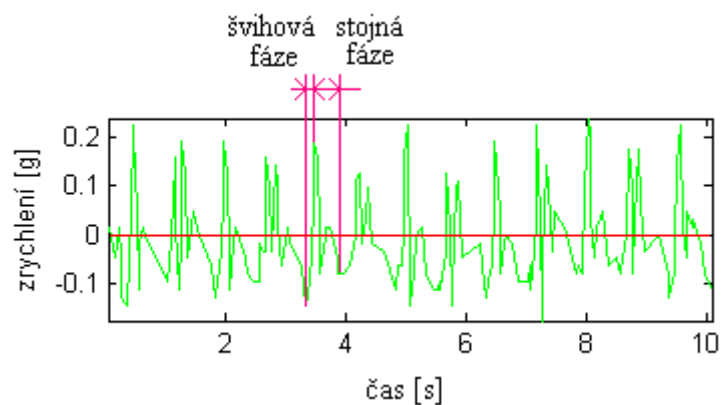
konec švihu/počáteční kontakt

konec stoje/začátek švihu

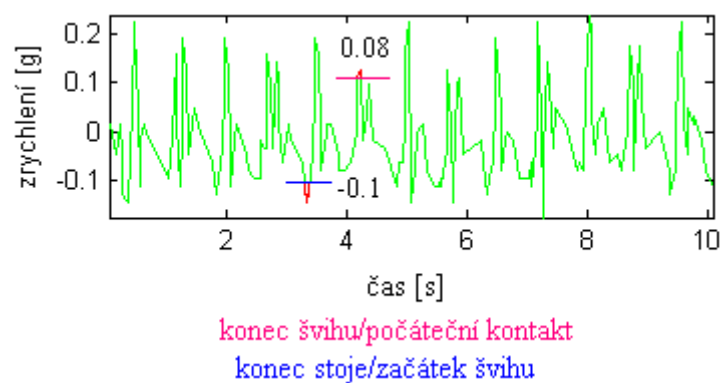
Graf 12 Rozsah detekce přechodu fází – hlezno

Bez obuvi – běhací pás

Kyčel

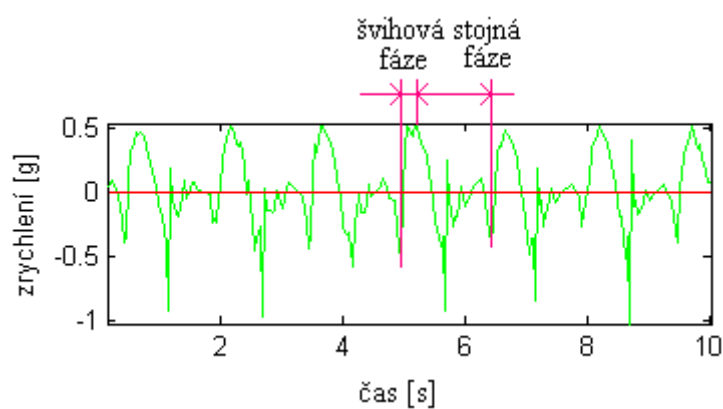


Graf 13 Stanovení přechodu fází – kyčel

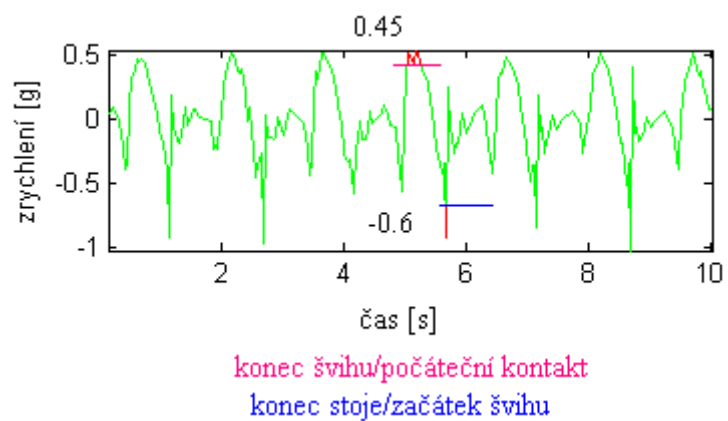


Graf 14 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno

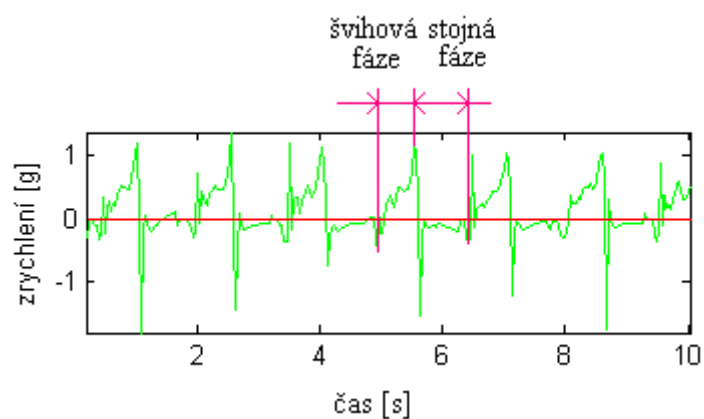


Graf 15 Stanovení přechodu fází – koleno

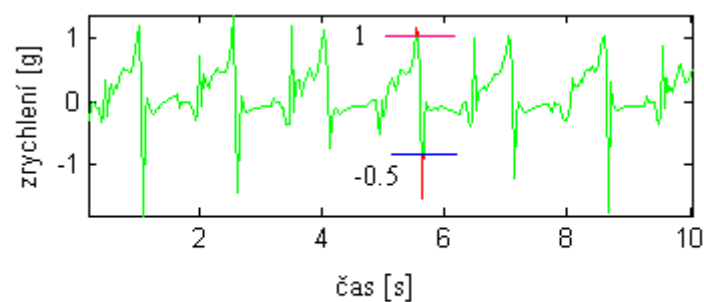


Graf 16 Rozsah detekce přechodu fází – koleno

Hlezno



Graf 17 Stanovení přechodu fází – hlezno



Graf 18 Rozsah detekce přechodu fází – hlezno

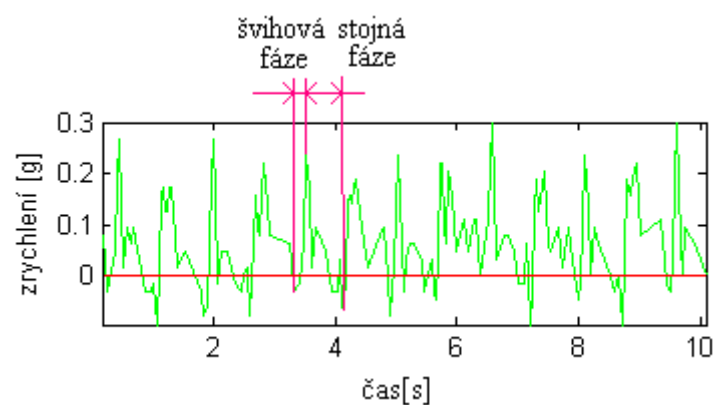
6.2.2 Peroneální páska

Jedná se o pomůcku k fixaci hlezna v dorziflexi. Základem je pásek neoprenu opatřený suchým zipem, obepínající bérce cirkulárně nad kotníky. V přední části je pás textilní gumy zabráňující přepádávání nohy do plantiflexe. Pás lze délkově nastavit podle typu obuvi.

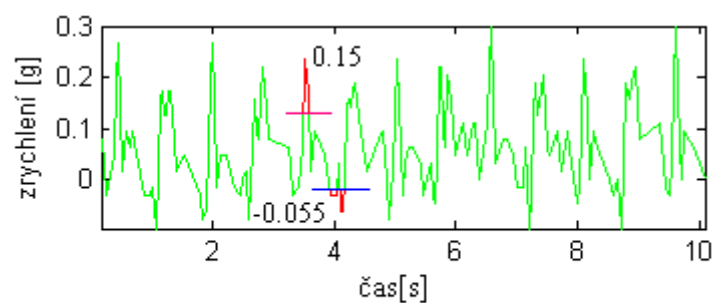
Výhody Peroneální pásy

- Snadná aplikace
- Snadno se přizpůsobuje a udržuje
- Lze ji nosit jak s obuví tak bez ní

Obuv – běhací pás
Kyčel



Graf 19 Stanovení přechodu fází – kyčel

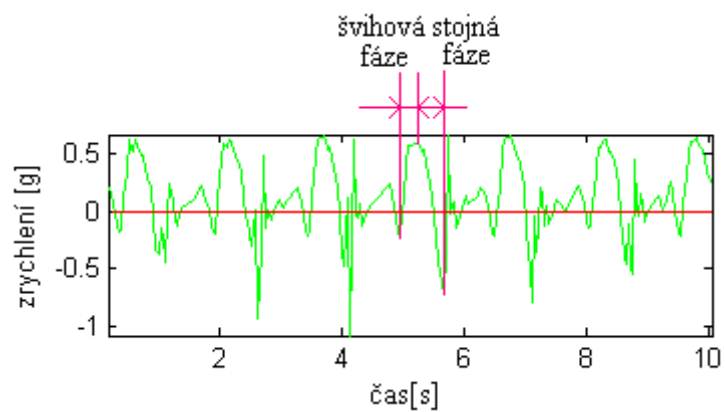


konec švihů/počáteční kontakt

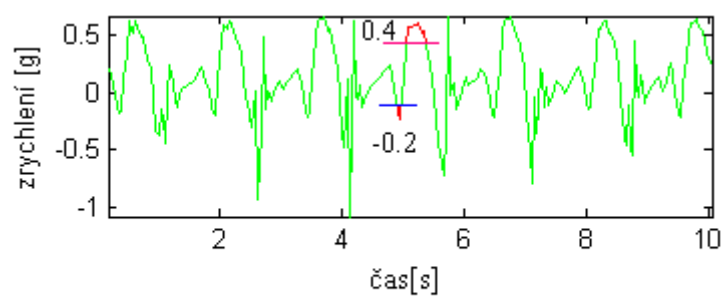
konec stoje/začátek švihů

Graf 20 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno



Graf 21 Stanovení přechodu fází – koleno

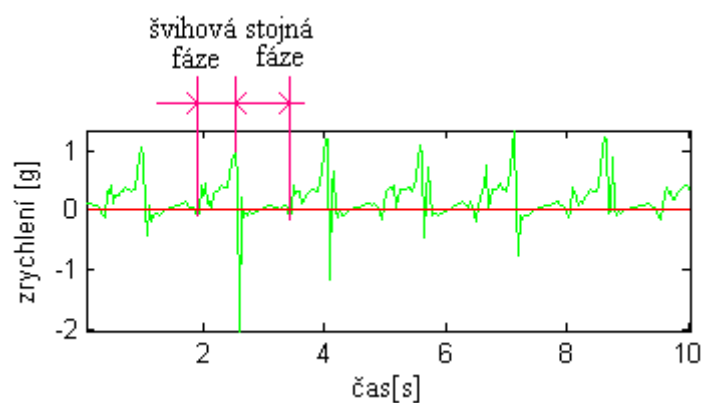


konec švihů/počáteční kontakt

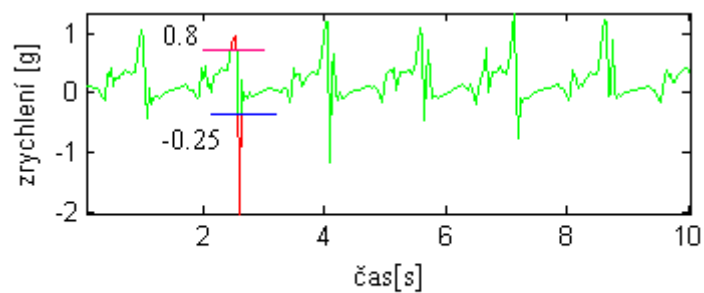
konec stoje/začátek švihu

Graf 22 Rozsah detekce přechodu fázi – koleno

Hlezno



Graf 23 Stanovení přechodu fázi – hlezno

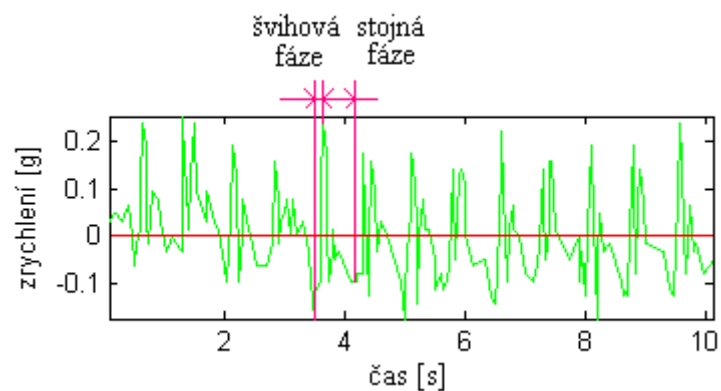


konec švihů/počáteční kontakt

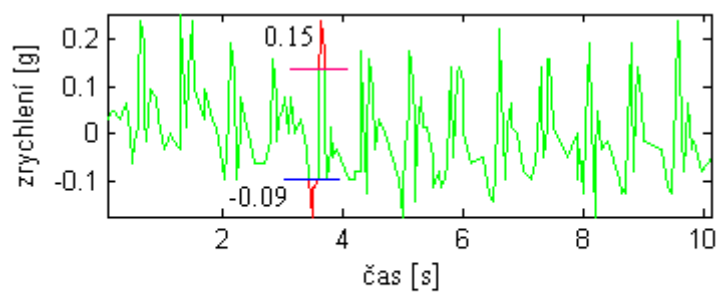
konec stoje/začátek švihu

Graf 24 Rozsah detekce přechodu fázi – hlezno

Bez obuvi – běhací pás
Kyčel



Graf 25 Stanovení přechodu fází – kyčel

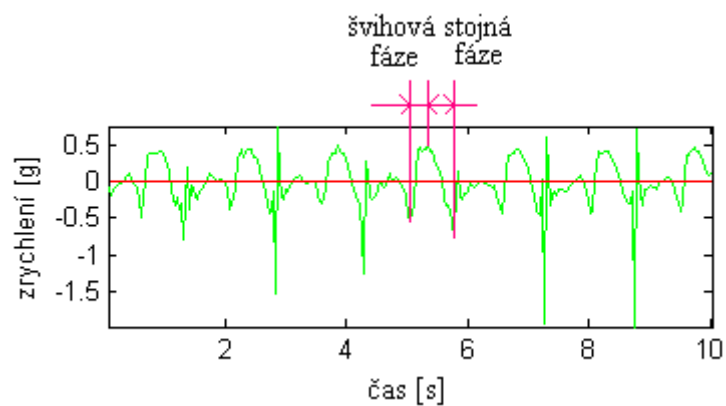


konec švihů/počáteční kontakt

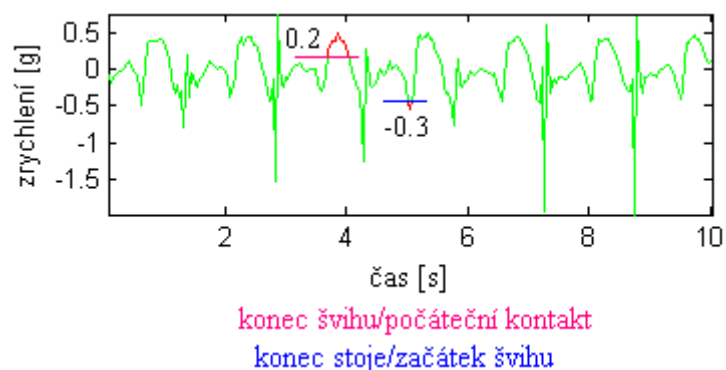
konec stoje/začátek švihů

Graf 26 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno

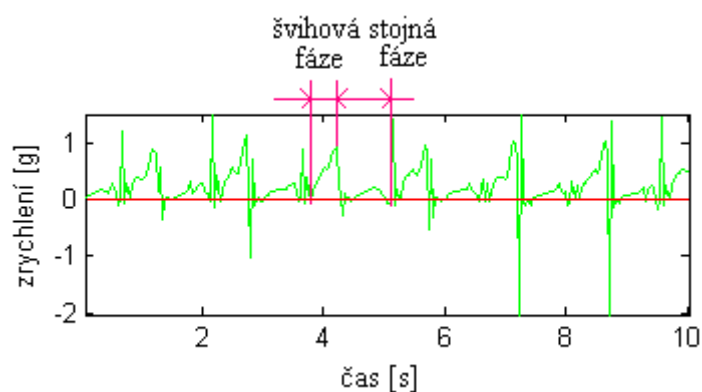


Graf 27 Stanovení přechodu fází – koleno



Graf 28 Rozsah detekce přechodu fází – koleno

Hlezno



Graf 29 Stanovení přechodu fází – hlezno



Graf 30 Rozsah detekce přechodu fází – hlezno

6.2.3 SAFO ortéza

Silikonová ortéza pro nohu a hlezenní kloub.

Je alternativním řešením k rigidnímu typu tradiční AFO ortézy. SAFO je používána při léčbě řady stavů, které mají za následek částečnou nebo úplnou ztrátu aktivního pohybu v hlezenním kloubu nebo noze.

SAFO zajišťuje podporu planty chodidla a napomáhá dorzální flexi v hlezenním kloubu v průběhu švihové fáze chůze. Tímto je zabráněno zakopávání pacienta.

Lékařské testy ukazují, že SAFO zmírňuje symptomy tzv. svislé nohy (pes equinus, koňská noha), která postihuje pacienty po mozkové obrně, cévní mozkové příhodě, dětské obrně, roztroušené skleróze, periferní neuropatii.

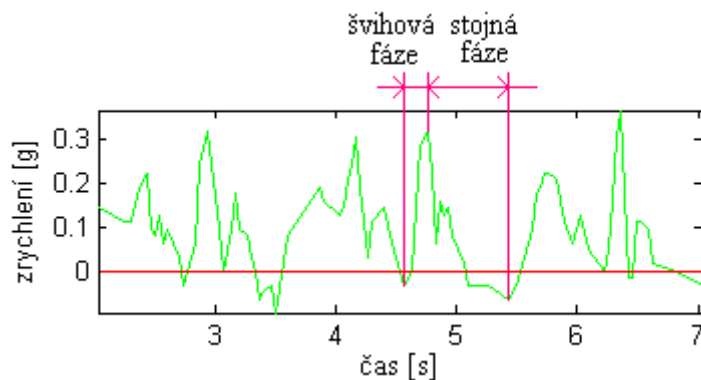
Ortély SAFO jsou dostupné pro děti i dospělé. Jsou vyráběny na míru na základě odebraných měř pacienta.

Výhody ortély SAFO

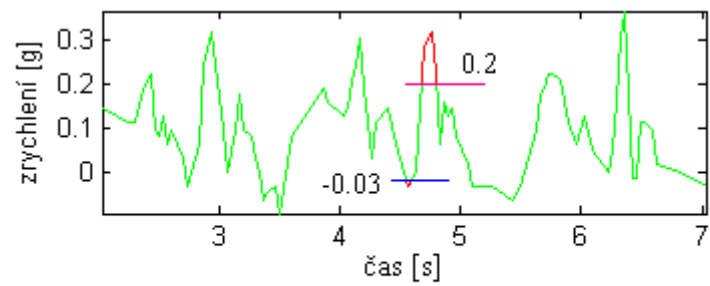
- Umožňují „normální“ pohyb hlezenního kloubu
- Zlepšuje percepci nohy
- Zlepšuje rovnováhu
- Může být nošena přímo na pokožce
- Může být nošena s obuví nebo bez obuvi
- Snadno se přizpůsobuje, čistí a udržuje
- Snižuje riziko bolestivého tlaku
- Zvyšuje rychlost chůze
- Lze ji používat i ve vodě (sprchování, plavání)

Obuv – běhací pás

Kyčel



Graf 31 Stanovení přechodu fází – kyčel

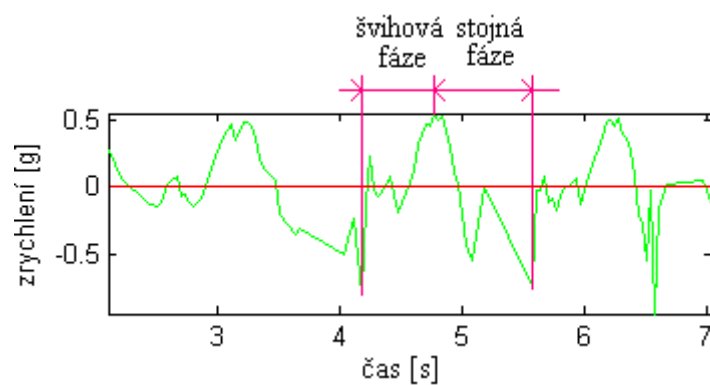


konec švihů/počáteční kontakt

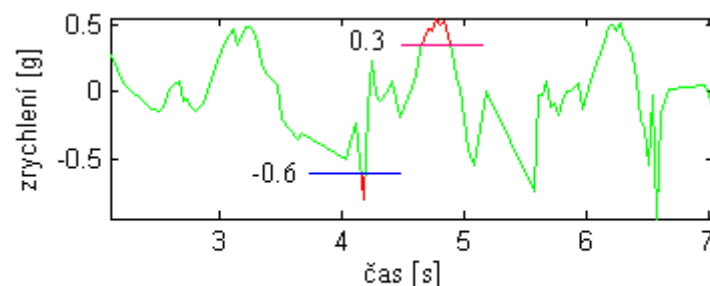
konec stoje/začátek švihů

Graf 32 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno



Graf 33 Stanovení přechodu fází – koleno

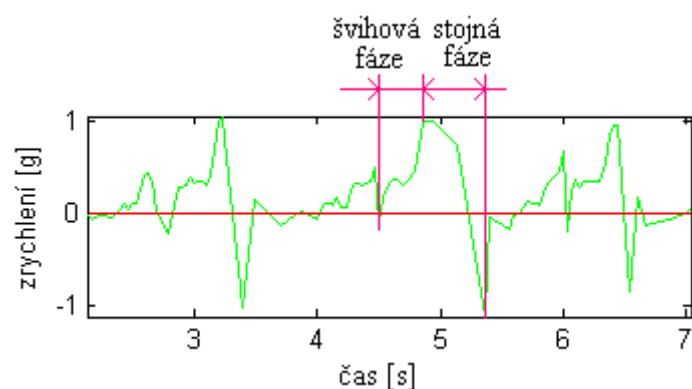


konec švihů/počáteční kontakt

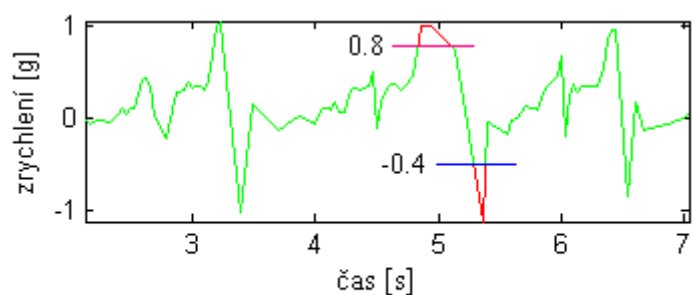
konec stoje/začátek švihů

Graf 34 Rozsah detekce přechodu fází – koleno

Hlezno



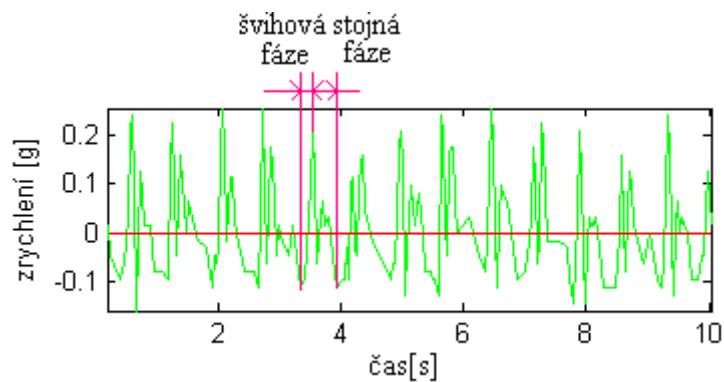
Graf 35 Stanovení přechodu fázi – hlezno



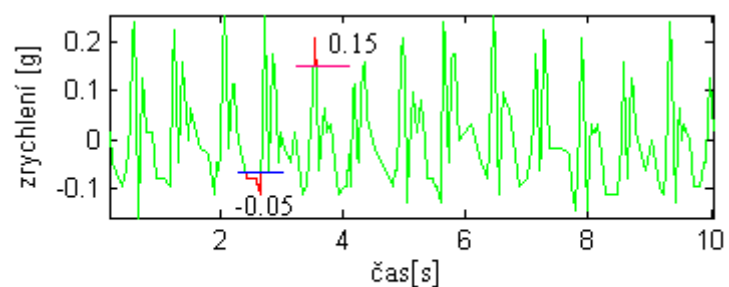
konec švihu/počáteční kontakt
konec stoji/začátek švihu
Graf 36 Rozsah detekce přechodu fázi – hlezno

Bez obuvi – běhací pás

Kyčel



Graf 37 Stanovení přechodu fázi – kyčel

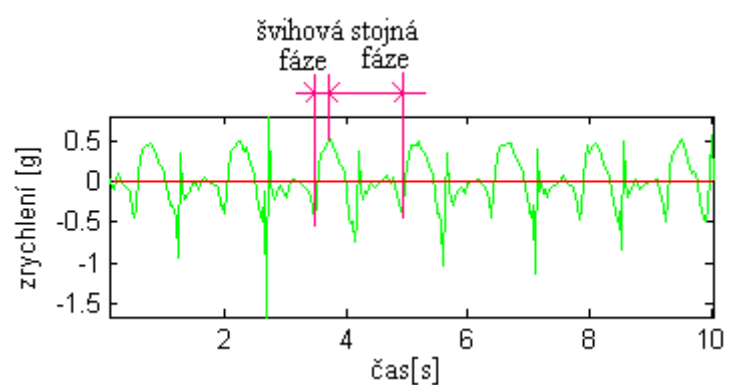


konec švihů/počáteční kontakt

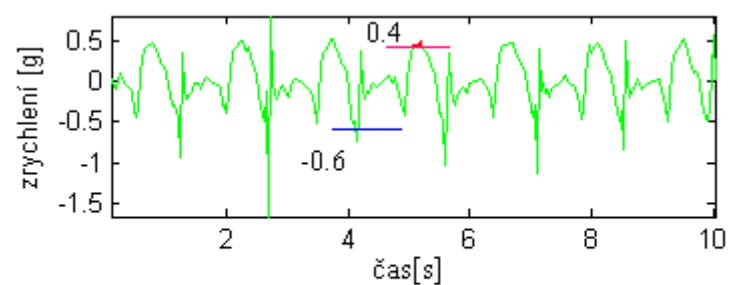
konec stoje/začátek švihů

Graf 38 Rozsah detekce přechodu fází – kyčel

Koleno



Graf 39 Stanovení přechodu fází – koleno

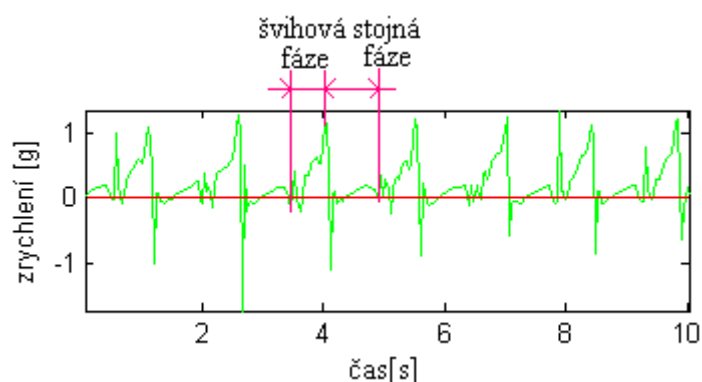


konec švihů/počáteční kontakt

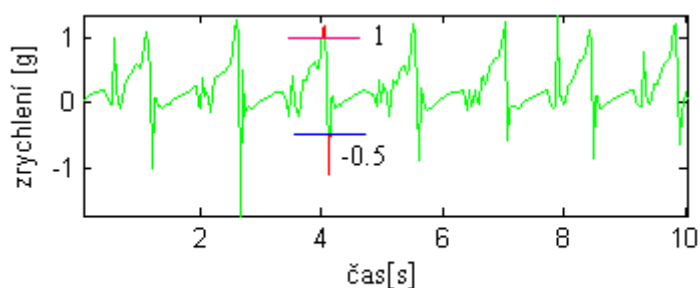
konec stoje/začátek švihů

Graf 40 Rozsah detekce přechodu fází – koleno

Hlezno



Graf 41 Stanovení přechodu fází – hlezno



konec švihu/počáteční kontakt
konec stoje/začátek švihu
Graf 42 Rozsah detekce přechodu fází – hlezno

Z průběhů zrychlení s obuví a SAFO ortézou, je zřejmé, že při jejím použití je chůze pacienta nejvíce kladně ovlivňována. Bez použití pomůcky, je postačující použití pevné obuvi, aby průběh akcelerace nebyl zásadně ovlivněn druhotnými artefakty. Použití peroneální pásky se také osvědčilo. Při srovnání tohoto měření s daty bez použití pomůcky je zcela zřetelně vidět zlepšení chůze.

Ať už ortézy ovlivňují kvalitu chůze více či méně, je stále nezbytné respektovat osobní pocity pacienta a jeho názor.

[4], [8], [29], [30]

7. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo seznámení se s problematikou ortopedické protetiky. Součástí také bylo navržení jednoduché aplikace pro vizualizaci naměřených dat a detekci přechodu mezi švihovou a stojnou fází chůze pacienta. Měření bylo realizováno na pracovišti ING corporation, spol. s r.o., ortopedické protetiky ve Frýdku Místku.

Ortopedická protetika je interdisciplinární obor, léčebně preventivní péče, který je zaměřen na pacienty, u nichž je potřeba kompenzovat nebo ovlivňovat pouze funkční vlastnosti omezení, aniž by docházelo k ovlivnění morfologie dané části těla.

Pro snímání pohybových aktivit u pacienta s omezením, byla vybrána po důkladné analýze dostupných prostředků sestava ZSTAR3. Tato aplikace je určena k měření poklesu, náklonu, pohybu, polohy, ořesům a také vibracím. Sestava se skládá z USB přijímače a několika snímačů. Zvláštní důraz byl kladen na bezdrátovou technologii proto, aby připevněný snímač nijak pacientovi nebránil a neomezoval běžný pohyb.

Aby byl snímač vhodně umístěn přímo na kloub, bylo zapotřebí zhotovit pro něj vhodné pouzdro. Senzor, který byl do něj umístěn, nesměl měnit svou polohu během chůze a také nesmělo docházet ke stisknutí tlačítek vlivem tlaku, který na něj vyvíjí svaly ze spodní strany.

Při realizaci měření na dolní končetině bylo použito třech snímačů, jejichž součástí je 3-osý digitální akcelerometr. Jedná se o kapacitní akcelerometr, který je založen na principu změny vnitřního proměnného kondenzátoru vlivem působící síly vzniklé zrychlením.

Před začátkem měření bylo zapotřebí všechny senzory zkalibrovat. Tato pozice pak byla výchozí pro následné vyhodnocení dat.

Měření bylo uskutečněno jak na osobě zdravé – bez pohybového omezení tak na osobě která jej měla. Na základě výsledků u osoby zdravé, bylo vytvořeno uživatelské rozhraní pro zobrazení a také detekci přechodů. U druhého pacienta detekce přechodů byla ztížena výskytem grafoelementů, vzniklých nesprávným našlapováním chodidla při přechodu švihové fáze. Tento jev byl způsoben neschopností aktivního zvednutí špice nohy.

Nejvíce grafoelementů se vyskytovalo u pacienta č. 2. bez obuvi a bez použití ortopedické pomůcky, avšak již při použití pevné obuvi se průběhy zlepšily.

Při použití peroneální pásky, kdy chůze pacienta byla aktivně ovlivněna, průběh akcelerace zaznamenal mírné zlepšení. Detekce přechodů byla proto snazší.

Nejlepších výsledků u pacienta s poškozeným nervem, který inervuje dorziflexory nohy, bylo zaznamenáno s ortézou SAFO. Průběh akcelerace relativně napodoboval tvar průběhu, jaký se vyskytoval u pacienta bez pohybového omezení.

Navržený měřicí řetězec a vytvořená uživatelská aplikace je další možností, jak zhodnotit působení ortopedických pomůcek na chůzi pacientů se zdravotním omezením.

8. Seznam použité literatury

- [1] HARDABA, Ivan. *Ortopedická protetika – II. část*. 2006. Univerzita Karlova v Praze : Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1296-8.
- [2] BROZMANOVÁ, B. a kol. *Ortopedická protetika*. Osveta, 1990. ISBN: 80-217-0133-1
- [3] LUSARDI, Michelle M.; NIELSEN, Caroline C. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 2000. Philadelphia : Elsevier Inc., 2007. ISBN 10:0-7506-7479-2
- [4] HOHMANN, Dietrich; UHLIG, Ralf. *Orthopädische technik*. Germany : Georg Thieme Verlag KG, 2005. ISBN 3-13-135929-3.
- [5] HEBELKA, Filip. *Nové materiály používané v ortopedii a kostní traumatologii : Termoplasty*. Zdravotnické noviny : Lékařské listy. 2010, 02, s. 30-31.
- [6] MAŘÍK, Ivo; MAŘÍKOVÁ, Alena. *Vrozené vady pohybového ústrojí, a komplexní léčení*. Zdravotnické noviny : Lékařské listy [online]. 2006, 02, [cit. 2010-04-10]. Dostupné z WWW: <<http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/vrozene-vady-pohyboveho-ustroji-a-komplexni-leceni-diagnoza-170716>>.
- [7] ING corporation, s.r.o. : Katalog 2.část [online]. 2005 [cit. 2010-04-10]. Ingcorporation.cz. Dostupné z WWW: <<http://www.ingcorporation.cz/cs/download.php>>.
- [8] ING corporation, s.r.o. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Ingcorporation.cz. Dostupné z WWW: < <http://www.ingcorporation.cz/cs/>>.
- [9] Termoplastické desky. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Ingcorporation.cz. Dostupné z WWW: < <http://www.ingcorporation.cz/cs/vyrobnimaterial/desky.php>>.
- [10] Wikiskripta.cz [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Vrozené vady končetin. Dostupné z WWW: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vrozen%C3%A9_vady_kon%C4%8Detin>.
- [11] VOJÁČEK, Antonín. *Gyroskopy v integrovaném provedení MEMS* [online]. 2006 [cit. 2010-04-10]. Automatizace.hw.cz. Dostupné z WWW: <<http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART208-gyroskopy-v-integrovanem-provedeni-mems.html>>.
- [12] Klokán.vsb.cz. [online]. 2008 [cit. 2010-04-10]. Inerciální navigace. Dostupné z WWW: <<http://klokán.vsb.cz/vyuka/mgit/inerc.doc>>.
- [13] Slovník-cizích-slov.abz.cz. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Dostupné z WWW: < <http://slovník-cizích-slov.abz.cz/>>.
- [14] ZigBee Alliance. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Dostupné z WWW: < <http://www.zigbee.org/>>.
- [15] Bezdrátový komunikační standard ZigBee. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Dostupné z WWW: < <http://www.automatizace.cz/article.php?a=638>>.
- [16] ZigBee - novinka na poli bezdrátové komunikace. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10]. Dostupné z WWW: < <http://hw.cz/Rozhrani/ART1299-ZigBee---novinka-na-poli-bezdratove-komunikace.html>>.

- [17] Network topology. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < http://en.wikipedia.org/wiki/Network_topology/>.
- [18] BRADÁČ, Zdeňek. Bezdrátový komunikační standard ZigBee. [online]. 2005 [cit. 2010-04-10].
Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW: < <http://www.automatizace.cz/article.php?a=638/>>.
- [19] VOJÁČEK, Antonín. Akcelerometry - integrované snímače od AD. [online]. 2006 [cit. 2010-04-10].
Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW: < <http://automatizace.hw.cz/clanek/2005020601/>>.
- [20] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 1. díl – Piezoelektrické. [online]. 2006 [cit. 2010-04-10].
Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW: < <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART303-principy-akcelerometru--1-dil--piezoelektricke.html/>>.
- [21] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 2. díl – Piezorezistivní. [online]. 2006 [cit. 2010-04-10].
Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW: < <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART306-principy-akcelerometru--2-dil--piezorezistivni.html/>>.
- [22] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 3. díl - Tepelné akcelerometry MEMSIC. [online]. 2006 [cit. 2010-04-10].
Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW: < <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART323-principy-akcelerometru--3-dil--tepelne-akcelerometry-memsic.html/>>.
- [23] VOJÁČEK, Antonín. MEMS - díl 1. Co to je a jak to vypadá? [online]. 2006 [cit. 2010-04-10].
Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW: < <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART289-mems--dil-1--co-to-je-a-jak-to-vypada-.html/>>.
- [24] ZAPLATÍLEK, Karel; DOŇAR, Bohuslav. Matlab-začínáme se signály. Ben, 2006, ISBN 80-7300-200-0.
- [25] ZAPLATÍLEK, Karel; DOŇAR, Bohuslav. Matlab-tvorba uživatelských aplikací. Ben, 2005, ISBN 80-7300-200-0.
- [26] Matlab, Gui. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/matlab03/blaska.pdf/>.
- [27] JANURA, Miroslav; VAŘEKA, Ivan. Moderní přístroje v biomechanické diagnostice pohybu. [online]. 2008 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < http://www.visual.cz/cs/site/vnews/archivakci/a_mocap.pdf/>.
- [28] Coriolisova síla. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < http://cs.wikipedia.org/wiki/Coriolisova_s%C3%ADla/>.
- [29] Peroneální páska. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < <http://www.ortika.cz/ortezy/kotnik-12/or-18-88/>>.
- [30] SAFO. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < <http://www.formed.com.tr/walkaid.html/>>.

- [31] Azimut. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < http://cs.wikipedia.org/wiki/Coriolisova_s%C3%ADla/>.
- [32] Freescale. ZSTAR3. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW: < http://www.freescale.com/files/sensors/doc/fact_sheet/ZSTAR3BOARDFS.pdf?fsrch=1/>.
- [33] Freescale. RD3172MMA7456L: ZSTAR3. [online]. 2010 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW:
<http://www.freescale.com/webapp/sps/site/prod_summary.jsp?code=RD3172MMA7456L/>.
- [34] PŮHONÝ, Jan. ZSTAR3 - referenční návrh pro práci s akcelerometry přes ZigBee® 2.4 GHz [online]. 2008 [cit. 2010-04-10]. Automatizace.hw.cz.
Dostupné z WWW:
<[http:// http://hw.cz/novinky/art2571-zstar3-referencni-navrh-pro-praci-s-akcelerometry-pres-zigbee-24-ghz.html/](http://hw.cz/novinky/art2571-zstar3-referencni-navrh-pro-praci-s-akcelerometry-pres-zigbee-24-ghz.html/)>.
- [35] Freescale. The ZSTAR3 Reference Design Manual. [online]. 2009 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW:
<http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/ZSTAR3RM.pdf?fbsp=1/>.
- [36] Freescale. MMA7660FC, 3-Axis Orientation/Motion Detection Sensor. [online]. 2009 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW:
<http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7660FC.pdf?fbsp=1/>.
- [37] Freescale. ZSTAR3 - Multiple Wireless Triple-Axis Reference Design Demo. [online]. 2009 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW:
<http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/user_guide/ZSTAR3PG.pdf?fbsp=1/>.
- [38] Freescale. $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g$ Three Axis Low-g Digital Output Accelerometer. [online]. 2009 [cit. 2010-04-10].
Dostupné z WWW:
<http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7455L.pdf?fbsp=1/>.

9. Seznam příloh

Příloha č. I Uživatelské rozhraní	
Příloha č. II Detekce přechodu fáze chůze – pacient č. 2. – bez_pomucky_bezo_pristroj.xlsx	
Příloha č. III DVD	